

Paavo Pirhonen & Emmi Puuvuori

# Ilmahilan käyttö lonkan transfemoraaliprojektiossa

Opinnäytetyö

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Röntgenhoitaja(AMK)

Radiografian ja sädehoidon koulu-  
tusohjelma

Opinnäytetyö

27.11.2014

Tekijä(t) Otsikko	Paavo Pirhonen & Emmi Puuvuori Ilmahilan käyttö lonkan transfemoraaliprojektiossa
Sivumäärä Aika	34 sivua + 2 liitettä 27.11.2014
Tutkinto	Röntgenhoitaja(AMK)
Koulutusohjelma	Radiografia ja sädehoito
Ohjaajat	Yliopettaja Eija Metsälä Lehtori Tiina Koivunen
<p>Lonkan transfemoraaliprojektio on haasteellinen kuvauskohde. Potilaan ja kuvalevyn väliin jää aina jonkin verran ilmaväliä kuvausteknisten syiden takia, ja hila täytyy asetella kohtisuoraan röntgenputken kanssa, jotta vältetään haitallisten hilaraitojen muodostumiselta. Hilaa käytettäessä on putkivirtaa nostettava, jolloin potilaan saama sädeannos kasvaa.</p> <p>Säteilynkäytön optimoinnin hallitseminen kuuluu tärkeänä osana röntgenhoitajan ammatilliseen kasvuun. Opinnäytetyön tarkoituksena oli selvittää, miten lonkan transfemoraaliprojektio saadaan parhaiten kuvattua kuvanlaadun ja sädeannoksen kannalta. Työn avulla haluttiin lisätä tietoa ja tietoisuutta ilmahila-tekniikan käytöstä vaihtoehtona irtohilalle.</p> <p>Tutkimus suoritettiin kvasikokeellisena fantom-tutkimuksena Metropolian ammattikorkeakoulun tiloissa. Eksponointeja suoritettiin yhteensä 60 sekä 6:1 hilan että 20 cm ilmahilan kanssa 80 kV:lla, mAs:n vaihdellessa välillä 5–125. S-, L-, DAP, ja ESD-arvot kirjattiin ylös. Kuvat otettiin talteen DICOM-muodossa ja analysoitiin ImageJ-ohjelman avulla. Kuvista määritettiin signaali-kohinasuhde reiden, lonkan sekä lantion kohdalta. Tilastollista merkitsevyyttä analysoitiin U-testin avulla.</p> <p>Tutkimustuloksista selvisi, että S- (<math>p=0.028</math>) ja L-arvojen (<math>p= 0.000</math>) keskiarvojen välillä on tilastollisesti eroa ilmahilan ja hilan välillä. Signaali-kohina-suhteen ROI-alueiden välillä oli tilastollisesti eroa lonkan (<math>p=0.019</math>) ja lantion (<math>p=0.000</math>) mutta ei reiden (<math>p=0.169</math>) kohdalla. L-arvot olivat ilmahilaa käytettäessä kauttaaltaan tasaisemmat ja signaalikohinasuhde oli korkeampi lähes jokaisessa datapisteessä. Pienemmillä mAs-arvoilla ilmahilan S-arvot olivat paremmin viiterajojen sisällä kuin hilalla.</p> <p>Tutkimuksen tulosten perusteella ilmahila-tekniikalla voidaan korvata hilan käyttö lonkan transfemoraaliprojektiossa. Jatkotutkimuksena olisi selvittää ilmahilan käyttöä oikeilla potilailla ja muilla projektioilla, kuten esimerkiksi thoraxilla. Opinnäytetyön tuloksia voi hyödyntää opetusmateriaalina tai pohjana optimoinnin suunnittelussa.</p>	
Avainsanat	Ilmahila, hila, säteilyannos, kuvanlaatu, optimointi

Author(s) Title	Paavo Pirhonen & Emmi Puuvuori Air gap technique in axiolateral projection of the hip
Number of Pages Date	34 pages + 2 appendices 27 November 2014
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Radiography and radiotherapy
Instructors	Eija Metsälä, Lecturer Tiina Koivunen, Lecturer
<p>The axiolateral projection of the hip is a challenging target. Due to the technicality of the projection there is always some gap left between the patient and the x-ray detector. The anti-scatter grid needs to be aligned perpendicular to the x-ray tube to avoid grid-stripes appearing on the image. When using an anti-scatter grid, mAs needs to be higher resulting in an increase in patient dose.</p> <p>Optimization is an important part of radiographers' professional development. The objective of the study was to find out the best way to take axiolateral projection of the hip considering patient dose and image quality. The aim was to also increase the knowledge and awareness of the air-gap technique as an alternative to using an anti-scatter grid.</p> <p>This was a quasi-experimental phantom study which was carried out in the premises of Metropolia University of Applied Sciences. The study was conducted with 80 kV and mAs varying from 5 to 125. A total of 60 images were taken using a 6:1 anti-scatter grid and a 20 cm air gap. S, L, DAP and ESD values were written down. The images were saved in DICOM format and analyzed using the ImageJ software. Signal-to-noise ratio was determined from femoral shaft, femoral head and pelvis. The statistical significance was analyzed using the U-test.</p> <p>The results showed that the difference between the average S (<math>p=0.028</math>) and L values (<math>p=0.000</math>) of the anti-scatter grid and air-gap groups were statistically significant. The signal-to-noise ratio ROI areas had statistically significant difference on femoral head (<math>p=0.019</math>) and pelvis (<math>p=0.000</math>), but not in femoral shaft (<math>p=0.169</math>). The L values were more consistent when using the air-gap, and the signal-to-noise ratio was higher in almost every data point. When using smaller mAs, the S values of the air-gap group complied with the reference values better than the anti-scatter grid group.</p> <p>The results suggest that the air-gap technique offers benefits over the anti-scatter grid in axiolateral projection of the hip. Further research could focus on using the air-gap technique on real patients and other projections like thorax. The results can be used as learning material for students or for dose-image quality optimization in a clinical environment.</p>	
Keywords	anti-scatter grid, air-gap, optimization, image quality, patient dose

## Sisällys

1	Johdanto	1
2	Potilasannos lonkan transfemoraaliprojektiossa	2
2.1	Lonkan transfemoraaliprojektio	2
2.2	Potilasannoksen mittaaminen	3
3	Radiologinen kuvanlaatu	5
3.1	Kirkkaus, kontrasti ja kohina	6
3.2	Paikkaerotuskyky ja geometriset vääristymät	7
3.3	Sironta	8
3.4	Signaali-kohinasuhde	9
4	Hajasäteilyn ehkäisy	9
4.1	Hilan käyttö röntgenkuvauksessa	9
4.2	Ilmahilan käyttö röntgenkuvauksessa	12
4.3	Hilan korvaaminen ilmaväli-tekniikalla	13
4.4	Aikaisempia tutkimuksia	15
5	Tutkimuksen tarkoitus ja tutkimusongelmat	16
6	Tutkimuksen suorittaminen	17
6.1	Aineiston kerääminen	18
6.2	Aineiston analysointi	19
7	Tutkimustulokset	21
7.1	S-arvo ilmahilan ja hilan välillä	22
7.2	L-arvo ilmahilan ja hilan välillä	23
7.3	Signaali-kohinasuhde ilmahilan ja hilan välillä	25
8	Pohdinta	30
8.1	Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys	32
8.2	Oppimisprosessi	33
9	Johtopäätökset ja jatkotutkimukset	34
	Lähteet	35

## Liitteet

Liite 1. Tutkimusasetelma

Liite 2. Image J -makrokoodit

## 1 Johdanto

Opinnäytetyömme aiheena on ilmahilan käyttö lonkan transfemoraaliprojektiossa. Valitsimme aiheen, koska ilmahilan käyttöä on tutkittu vain vähän Suomessa, eikä siitä ole aikaisemmin tehty opinnäytetöitä. Hennerin (2011) tutkimuksessa on saatu selville, että ilmahilaa käyttämällä on onnistuttu saamaan huomattavasti pienempiä potilasannoksia lonkan transfemoraaliprojektiossa. Tämä oli painava syy miksi valitsimme juuri lonkan transfemoraaliprojektion työmme kohteeksi. Työllä ei ole virallista toimeksiantajaa, vaan kiinnostus ilmahila-tekniikkaa kohtaan lähti meistä itsestämme.

Natiivikuvantaminen on edelleen käytetyin kuvantamismenetelmistä ja säteilysuojelu tärkeä osa röntgenhoitajan työtä (Tenkanen-Rautakoski 2010). Medrapet-projektin (Medical Radiation Protection Education and Training) raportissa korostetaan jatkuvan ammatillisen kehittymisen tärkeyttä säteilysuojelun alueella (Eurosaf Imaging – Medrapet.) Röntgenhoitajan toiminnan perustana toimii oikeutus-, optimointi ja yksilönsuojaperiaate ja opinnäytetyössämme keskitymme kuvanlaadun optimointiin. Euroopan unionin neuvoston uusi säteilysuojelun perusturvallisuudsdirektiivi vahvistettiin 5.12.2013 ja sen myötä säteilysuojelulakia on muutettava 6.2.2018 mennessä. Direktiivin toimeenpanoon kuuluu mm. annosrajojen ja kudosten painotuskertoimien muutokset ja säteilyn lääketieteellisen käytön vastuiden täsmentäminen. (Arviomuistio säteilylainsäädännön uudistamistarpeista. 2014.) Optimoinnin rooli röntgenhoitajan työssä tulee siis korostumaan tulevaisuudessa joten halusimme tehdä opinnäytetyön aiheesta, jonka koemme tärkeäksi.

Tavoitteenamme oli selvittää optimaalisin tapa kuvata lonkan transfemoraali-projektio kuvanlaadun ja potilasannoksen kannalta. HUS-kuvantamisen alueella lonkan transfemoraali- eli aksiaaliprojektio kuvataan tavallisesti käyttämällä irtohilaa (Natiiviröntgen-tutkimusten yleisohje. 2013). Tutkimuskysymyksenämme on voiko potilasannosta vähentää ilmahilaa käyttämällä lonkan transfemoraaliprojektiossa kuvanlaadun huonontumatta.

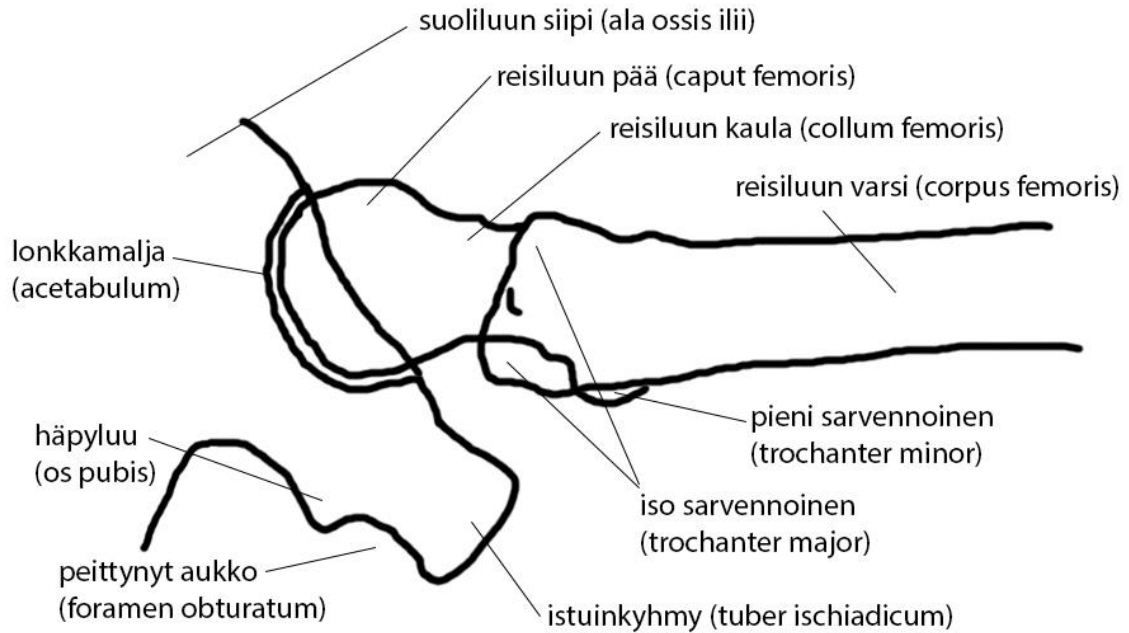
Ilmahila on käsitteenä yhä varsin tuntematon aloitteleville röntgenhoitajille, joten yksi tavoitteistamme oli lisätä tietoisuutta sen hyödyistä osana säteilyturvallisuutta. Opinnäytetyön tuloksia ja teoriapohjaa voi hyödyntää oppimismateriaalina radiografian opinnoissa, käytännön työssä osana optimointia ja jatkotutkimuksia suunniteltaessa.

## 2 Potilasannos lonkan transfemoraaliprojektiossa

### 2.1 Lonkan transfemoraaliprojektio

Lonkan transfemoraali- eli ns. aksiaali- tai läpiammuttuprojektio on yleinen projektio lonkan ja lantion alueen kuvauksissa aikuisilla. Itsestään kipeytyneen lonkan kohdalla AP-projektion lisäksi otetaan ensisijaisesti Lauensteinprojektio ja toissijaisesti aksiaaliprojektio. Traumalonkan kohdalla otetaan lantion AP -kuva ja aksiaaliprojektio. Preoperatiivisesti aksiaaliprojektio kuvataan lantion AP-kuvan kanssa. Postoperatiivisesti aksiaali-projektio otetaan aina, ellei potilaalle ole laitettu samassa leikkauksessa molempiin lonkkiin proteesit ja kyseessä on ensimmäinen kontrollikuvaus. Luksaatiolonkassa kuvataan lonkan AP-kuva, sekä aksiaaliprojektio. Luksaatiokontrollissa käytäntö on muutoin sama, mutta aksiaali otetaan jos AP-kuvassa lonkka ei ole paikoillaan. Jos lonkkamalja ei erotu lonkan aksiaaliprojektiossa otetaan kohdistettu lisäkuva alueesta. Mittalanttia käytetään kaikissa traumakuvauksissa, tai jos lonkkaan suunnitellaan proteesia. Lapsilla aksiaali-projektiota ei oteta. (Natiivitutkimusten menettelyohjeet – lonkka. 2013.)

Aksiaaliprojektio kuvataan potilaan ollessa makuuasennossa selällään. Kuvattavan puolen jalka käännetään noin 10° sisäkiertoon, ellei epäillä murtumaa. Ei-kuvattava jalka nostetaan ylös jalkatuen päälle ja polvi laitetaan koukkuun. Detektori asetetaan vaakasuoraan kuvattavan lonkan kohdalle 45° kulmaan potilaan pitkittäisen akselin suuntaisesti. Projektion keskisäde kohdistetaan reisiluun kaulaan röntgenputken ollessa detektoriin nähden kohtisuorassa. Sisäkierron olevan jalan ja irtodetektorin tukena voidaan käyttää hiekkapusseja tai muita apuvälineitä. (Moeller 2009: 168–169.) Käytettävä kuvausjännite on lonkan ja lantion alueen kuvauksissa 75 – 90 kV. Kuvaus suoritetaan isolla fokuksella ja hilaa käytetään aikuisilla. (Natiivitutkimusten menettelyohjeet – lonkka. 2013.) Kuviossa 1 nähdään miten lonkan anatomia kuvautuu transfemoraali-projektiossa.



Kuvio 1. Lonkan aksiaali-projektion anatomia.

Taulukossa 1 on nähtävissä HUS Kuvantamisen lonkan aksiaaliprojektion hyvän kuvan kriteerit.

Taulukko 1. Hyvän kuvan kriteerit lonkan aksiaaliprojektiossa (Lonkka – hyvän kuvan kriteerit. 2013.)

<b>Kuvan raja</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– lonkkamaljan yläpuolelta noin kolmasosaan proksimaalista reittä</li> <li>– jos potilaalla on proteesi, on kupin / ruuvien yläpuolella näyttävä 2-4cm</li> <li>– istuinluun kyhmystä häpyluun taakse</li> </ul>
<b>Projektio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– reisiluun kaulassa ei ole lyhentymää</li> <li>– iso sarvennoinen kuvautuu reisiluun kaulan alapuolelle</li> <li>– pieni sarvennoinen kuvautuu osittain reiden varren profiiliin</li> <li>– istuinluun kyhmy on reisiluun pään alla</li> </ul>
<b>Muuta</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– lonkkamalja häämöttää reisiluun pään läpi, proksimaalinen reisi ei ole ylivalottunut</li> <li>– jos jalka on oikeassa sisäkiertossa (15–20°), näkyy ison sarvennoisen reunaa reisiluun anteriori- ja posteriorireunan päällä</li> <li>– toisen jalan reiden pehmytöset eivät ole kuvassa</li> </ul>

## 2.2 Potilasannoksen mittaaminen

Potilaan säteilyaltistuksen seuranta kuuluu oleellisena osana röntgenyksikön laadunvarmistusta. Sen tarkoitus on varmistaa, ettei potilaille aiheudu liian suurta säderasitusta

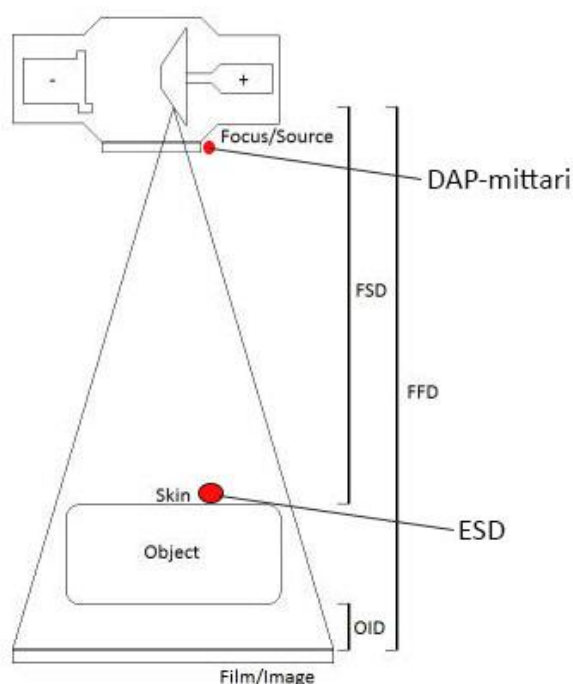


suoritettavasta tutkimuksesta. Annosseuranta mahdollistaa tutkimusten optimoinnin yksikön sisällä, sekä väestöannoksen määrittämisen. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004: 3; Toivonen – Miettinen – Servomaa.)

Säteilyaltistuksen arvioinnissa käytetään hyväksi STUK:n röntgentutkimusten annoksille asettamia vertailutasoja, jotka on tarkoitettu normaalikokoisten (n. 70kg) potilaiden keskimääräisen annostason vertailuun. Jos vertailutasojen yläkvartiili kerätystä annosseurantamateriälä ylittyy jatkuvasti, potilaiden saama säteilyaltistus on tavallista korkeampi ja syy tähän täytyy selvittää. Vertailutasojen tarkoitus ei ole kuvata tutkimuksesta aiheutuva optimaalista annostasoa, vaan usein todelliset annokset ovat huomattavasti alhaisempia. Vertailutasoja ei tulisi käyttää yksittäisten potilaiden annoksen vertailuun, koska esimerkiksi ylipainoisten potilaiden kohdalla suuremman säteilyaltistuksen käyttäminen on perusteltua kuvanlaadun kannalta. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004: 3, 16.) Jos tutkimukselle ei ole määritetty vertailutasoa, röntgenyksikkö voi halutessaan itse määritellä vertailutasot omaan käyttöön. (Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. 2011). Euroopan komission määrittelemä annostaso lantion AP -projektiolle on 10mGy (Radiation protection 109. 1999). Lonkan aksiaaliprojektio ei kuulu yleisimpiin tutkimuksiin, eikä sille näin ollen ole määritetty omaa vertailutasoa.

Potilasannosta mitataan seurantasuureilla DAP (Dose Area Product), sekä ESD (Entrance Surface Dose). Röntgenkuvauksessa annoksella tarkoitetaan ilmaan absorboitunutta annosta, joka on lukuarvoltaan yhtä suuri kuin ilmakerma. (Toivonen ym.; Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004: 18.)

DAP, eli annoksen ja pinta-alan tulo mitataan röntgenputkeen kiinnitetyllä ionisaatiokammiolla, jonka pinta-ala on suurempi kuin säteilykentän pinta-ala. DAP-arvo on siis riippumaton mittausetäisyydestä. ESD, eli pinta-annos voidaan määrittää usealla eri tavalla. Se voidaan laskea röntgenputken säteilytuoton ja potilastietojen avulla tai DAP:n ja säteilykeilan poikkipinta-alan avulla. Fantomin pinnalta ESD voidaan mitata suoraan annosmittarilla, esim. ionisaatiokammiolla. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004: 6 -10.) Kuviossa 2. on merkattu DAP-mittarin paikka, sekä kohta, josta ESD mitataan. Kuviossa on myös esitettyä eri etäisyyden termejä, joita annoksen mittaamiseen tarvitaan.



Kuvio 2. DAP-mittari, ESD, sekä röntgenlaitteen eri etäisyyksien määritelmät.

Fantomilla tehtävissä mittauksissa käytetään samaa kuvaustekniikkaa kuin normaalikoisten potilaiden tutkimuksissa. Jos kuvauksessa tarvitaan valotusautomaattia, fantomin on oltava tarpeeksi iso, että se peittää valotusautomaatin mittakentät. Käsiarvoilla kuvattaessa riittää, että fantomin takaisinsirontaominaisuudet ovat samankaltaiset kuin potilailla. Tarkoissa mittauksissa fantomin tulos tulisi korjata takaisinsironta- ja etäisyyskorjauksen avulla vastaamaan kuvitteellista potilasta. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004: 22.)

### 3 Radiologinen kuvanlaatu

Säteilyaltistuksen seurannan lisäksi optimointiin kuuluu myös kuvan laadun arviointi. Radiologinen kuvanlaatu on koko röntgen-yksikön yhteinen asia, joka saavutetaan röntgenhoitajien, radiologien, fyysikoiden ja klinikoiden asiantuntevalla ja kriittisellä yhteistyöllä. Laadukas röntgenkuva antaa mahdollisimman todenmukaista informaatiota anatomisesta alueesta, josta ollaan kiinnostuneita. Anatomisten rakenteiden näkyvyys ja tarkkuus tulee olla tarpeeksi hyvä diagnoosin tekemiseen. Tavoitteena on riittävän kuvanlaadun saavuttaminen siten, että potilaan säteilyaltistus on mahdollisimman pieni. (Järvinen 2007; Fauber 2013: 50–51; ST3.3 2006.) Taulukossa 2 on esitetty tyypillisimpiä

kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä natiivikuvantamisessa. Kun esimerkiksi ilmaväliä pidentetään, kuvan kontrasti paranee, mutta paikkaerotuskyky huononee ja geometriset vääristymät lisääntyvät.

Taulukko 2. Kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä digitaalikuvantamisessa (Fauber 2013: 233).

Tekijä	Kontrasti	Paikka-erotus- kyky	Geometriset vääristymät
<b>mAs</b>			
↑	-	-	-
↓	-	-	-
<b>kV</b>			
↑	huononee	-	-
↓	paranee	-	-
<b>Ilmaväli/OID</b>			
↑	paranee	huononee	lisääntyvät
<b>FFD</b>			
↑	-	paranee	vähenevät
↓	-	huononee	lisääntyvät
<b>Fokuskoko</b>			
↑	-	huononee	-
↓	-	paranee	-
<b>Hilasuhde</b>			
↑	paranee	-	-
↓	huononee	-	-
<b>Potilaan paksuus</b>			
↑	huononee	huononee	lisääntyvät
↓	paranee	paranee	vähenevät

Taulukko 2 ei kuitenkaan ole niin yksiselitteinen kuin se antaa ymmärtää, kuten Fauber kirjallisuudessaan toteaaakin. Pikselien koko vaikuttaa paikkaerotuskykyyn, mutta se ei ole kuitenkaan usein rajoittava tekijä. Suurennuksesta aiheutuva kuvan terävyyden heikkeneminen korostuu käytettäessä suurta fokuskokoa. Myös säteilymäärän (mAs) vähentäessä kohina lisääntyy, jolla on yhteys paikkaerotuskykyyn ja kontrastiin. Paikkaerotuskykyyn vaikuttaa myös hilasuhde ja kV vaikka kuvausjännite ei enää digitaalisissa järjestelmissä ole niin suuri tekijä kuvanlaadun suhteen kuin filmiaikaan. (Bushberg ym. 2002; Bushberg ym. 2011; Sappney-Mariner – Briguët 2014: 153–155; Carroll 2011: 266–281)

### 3.1 Kirkkaus, kontrasti ja kohina

Röntgenkuvan kirkkauteen vaikuttaa se kuinka paljon säteilyä pääsee kuvareseptorille, eli kuinka tumma tai vaalea kuvasta muodostuu. Liian vaaleasta tai tummasta kuvasta ei

pystytäkseen näkemään anatomisia rakenteita kunnolla. Säteilymäärän vaikutus kuvan kirkkauteen on digitaalisessa kuvantamisessa kuitenkin vähäinen, koska kuvaa voidaan muokata tietokoneella jälkikäteen. (Fauber 2013: 52–53.)

Kuvassa on oltava näkyvissä tarpeeksi kirkkauden eri sävyjä, eli kontrastia, jotta voidaan erottaa eri anatomiset rakenteet toisistaan. Kontrastin muodostumiseen vaikuttaa mm. kV-arvo, kuvareseptori ja muokkaus tietokoneella jälkikäteen. Kontrastin arvioimiseen vaikuttaa vahvasti kuvauskohteeseen, monitori sekä arvioijan subjektiivinen näkemys. Esimerkiksi keuhkojen alueen kuvissa on paljon kontrasti-eroja erilaisten kudosten (mm. keuhkot, sydän, luut) ansiosta, kun taas vatsan kuvauksessa voi olla mahdotonta erottaa munuaisia ilman kontrastiatetta. (Fauber 2013: 53–57.)

Jos liian vähäinen määrä säteilyä pääsee kuvareseptorille, kuvaan ilmestyy kohinaa, eli satunnaista kirkkauden vaihtelua, joka ei anna informaatiota kuvattavasta kohteesta. Paksumpaan anatomiseen kohteeseen jää enemmän säteilyä kuin ohuempaan, joten ylipainoisilla potilailla mAs- sekä kV-arvoa tulisi nostaa kohinan minimoimiseksi. kV:n nostamisen seurauksena kontrasti huononee hieman. (Fauber 2013: 61–62, 102–103; Uppot – Sahani – Hahn – Gervais – Mueller 2006.)

### 3.2 Paikkaerotuskyky ja geometriset vääristymät

Kirkkauden ja kontrastin lisäksi kuvassa pitää olla myös riittävä terävyys, eli paikkaerotuskyky. Paikkaerotuskyky tarkoittaa tarkkuutta, jolla voidaan erottaa pienin kohde kuvasta. Röntgenkuvassa esiintyy aina jonkin verran epätarkkuutta, joten röntgenhoitajan tehtävänä on sen minimoiminen, jotta saavutetaan diagnostisesti paras mahdollinen kuvanlaatu. (Fauber 2013: 57–59.) Paikkaerotuskykyyn vaikuttaa mm. geometriset vääristymät ja fokuskoko. Pientä fokusta käytetään erotuskyvyn parantamiseksi ja suurta fokusta kun kuvataan suurta lämpörasitusta aiheuttavilla kuvausarvoilla. (Bushong 1997: 112–113.)

Geometrinen vääristymä röntgenkuvantamisessa tarkoittaa kohteen todellisen koon suurenemista tai anatomisten muotojen näkymistä vääristyneenä. Molemmat haittaavat kuvan paikkaerotuskykyä. Sekä FFD (Focus-film-distance), että OID (Object-image-distance) vaikuttavat suurennuksen muodostumiseen. (Fauber 2013: 59–61.) FFD:n nostaminen

minen vähentää geometrisia vääristymiä ja parantaa paikkaerotuskykyä. Toisaalta röntgensäteilyn intensiteetti vaimenee ilmassa käänteisesti suhteessa etäisyyden neliöön, joten FFD:n kasvaessa on  $mAs$ -arvoa nostettava alla olevan kaavan mukaisesti

$$\frac{mAs_1}{mAs_2} = \frac{FFD_1^2}{FFD_2^2}$$

jossa  $mAs_1$  kuvaa säteilymäärää ennen ja  $mAs_2$  jälkeen parametrien muuttamisen. Samalla tavalla myös  $FFD_1$  kuvaa tilannetta ennen ja  $FFD_2$  jälkeen muutoksen.

Maksimaalinen FFD määräytyy kuvaushuoneen asettamista rajoituksista sekä putken kyvystä tuottaa säteilyä. (Soimakallio – Kivisaari – Manninen – Svedström - Tervonen 2005: 41–43; Fauber 2013: 89–92.)

Kun potilaan ja kuvareseptorin välistä etäisyyttä (OID) kasvatetaan, kuvaan tulee enemmän suurennusta, geometriset vääristymät lisääntyvät ja säteilyä pääsee vähemmän kuvalevyille. Optimaalinen paikkaerotuskyky saavutettaisiin jos OID olisi 0. Tämä ei kuitenkaan ole mahdollista koska kuvareseptorin ja kuvattavan anatomisen kohdan väliin jää aina jonkin verran etäisyyttä. Suurennusta voidaan vähentää nostamalla FFD:tä seuraavaa kaavaa apuna käyttäen:

$$MF = \frac{FFD}{FSD}$$

MF (Magnification factor) kertoo kuinka paljon suurennusta kuvaan tulisi kyseisillä etäisyyksillä. Jos MF on esim. 1,081 kuva on 8,1 % suurempi kuin todellinen kohde. (Fauber 2013: 92–95.)

### 3.3 Sironta

Sironnut säteily yli 30 kiloelektronivoltia suuremmilla energioilla on pääasiassa seurausta Compton – vuorovaikutuksesta, jossa röntgenputkesta matkalla ollut fotonitörmää vapaaseen elektroniin, menettää energiaansa ja muuttaa suuntaa. Potilaan läpi menevään, sironneen säteilyn määrään ja energiaan vaikuttaa kV -arvo, kuvattavan kohdan paksuus, sekä säteilykentän koko. Nostamalla kV:ta Compton -vuorovaikutusten toden-

näköisyys pehmytkudoksessa kasvaa ja näin ollen myös sironnan määrää. Mitä paksummasta kohteesta ja isommasta kentästä on kyse, sitä enemmän sirontaa syntyy. (Fauber 2013: 114–115; Pukkila 2004: 28–29.)

Kuvareseptorille tuleva sironta ei anna informaatiota kuvattavasta kohteesta vaan lisää kuvaan sumuisuutta, joka heikentää kontrastia ja paikkaerotuskykyä. Digitaaliset kuvantamislaitteet ovat filmikuvantamista herkempiä sironnalle, koska ne havaitsevat paremmin alhaisia säteilyn intensiteettejä. (Fauber 2013: 46–49, 61.)

### 3.4 Signaali-kohinasuhde

Signaali-kohina-suhde (signal-to-noise ratio, SNR) on yksi digitaalisen kuvanlaadun mittareista. SNR kuvaa miten paljon kohina on vaikuttanut todelliseen signaaliin halutussa kohdealueessa. SNR kasvaa kuvanlaadun parantuessa. Mitä pienempi SNR arvo on, sitä enemmän kohina on vaikuttanut kuvanlaatuun. Hajasäteily vähentää signaali-kohinasuhdetta, sillä se lisää kohinaa vaikuttamatta signaaliin. Signaali-kohinasuhde voidaan määrittää kohdealueen keskiarvon ja taustan keskihajonnan suhteena. Analysoitavan kohteen ei tarvitse olla pikseli-intensiteetiltään tasainen. (Bushberg ym. 2002; Bushberg ym. 2011.)

$$SNR = \frac{\text{signaali}}{\text{kohina}} = \frac{\text{pikselien keskiarvo}}{\text{pikselien keskihajonta}}$$

## 4 Hajasäteilyn ehkäisy

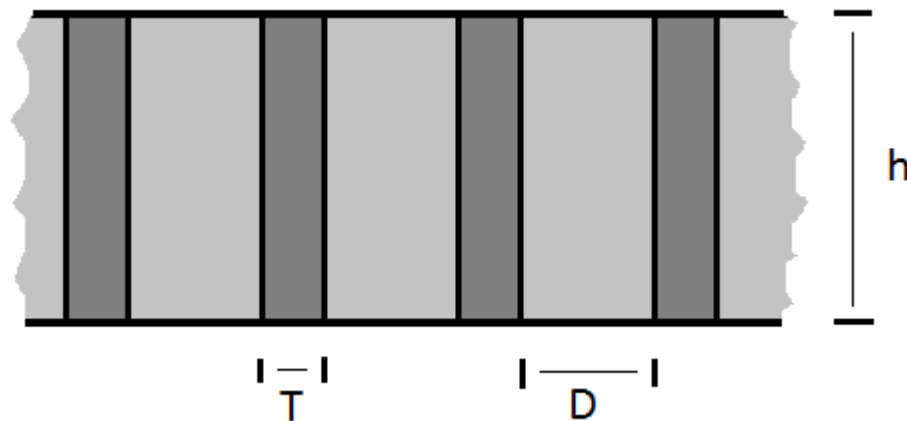
### 4.1 Hilan käyttö röntgenkuvauksessa

Hila on ohut levy, jota käytetään kuvareseptorille tulevan sironnan vähentämiseen, eli parantamaan kuvan kontrastia. Hila koostuu lukuisista ohuista lyijyliuskoista eli lamelleista, sekä niiden väliin jäävästä säteilyä läpäisevästä väliaineesta. Ihanteellinen hila päästäisi lävitseen primaarisäteilyn, mutta ei sironnutta säteilyä. Käytännössä kuitenkin osa primaarisäteilystä absorboituu hilaan ja osa sironneesta säteilystä pääsee hilan läpi. (Fauber 2013: 123–124, 129.)

Hilan ominaisuudet määritellään hilasuhteen ja lamellitiheyden avulla. Hilasuhte on väliaineen korkeuden ja paksuuden suhde. Hilasuhdetta voidaan kuvata matemaattisesti kaavalla

$$R = \frac{h}{D}$$

jossa R on hilasuhte, h on väliaineen korkeus ja D on väliaineen paksuus. Esimerkiksi 12:1 hilasuhte viittaa hilaan, jossa 2,4 mm korkeat lyijylamellit ovat 0,2 mm päässä toisistaan. Hilasuhteet vaihtelevat 4:1 ja 16:1 välillä. Mitä suurempi hilasuhte, sitä tehokkaammin hila vähentää sirontaa. (Fauber 2013: 124–125.) Esimerkiksi 5:1 hila voi vähentää hajasäteilyä 85 % kun vuorostaan 16:1 hila jopa 97 % (Bushong 1997: 217).



Kuvio 3. Hilan rakenne. T on lamellin paksuus, D on väliaineen paksuus ja h on väliaineen korkeus.

Lamellitiheys kuvaa lamellien lukumäärää senttimetriä kohden. Tyypillinen lamellitiheys on 25- 80 lamellia/cm. (Fauber 2013: 124.) Lamellitiheys voidaan määrittää kaavalla

$$\text{Lamellitiheys} = \frac{10\,000 \mu\text{m}/\text{cm}}{(T + D) \mu\text{m}/\text{lamellipari}}$$

jossa yksi lamellipari on lamellien paksuuden T ja väliaineen paksuuden D summa. Esimerkiksi hila, jonka lamellien paksuus on 30  $\mu\text{m}$  ja väliaineen paksuus on 300  $\mu\text{m}$ , lamellitiheydeksi muodostuu 30,3 lamellia/cm. Lamellitiheys vaikuttaa siihen miten selvästi lamelliivat erottuvat röntgenkuvasta. Mitä suurempi lamellitiheys on, sitä ohuempia lamellit ovat ja sitä vaikeampi niitä on erottaa kuvasta. (Bushong 1997: 217.) Hilasuhte ja lamellitiheys määrittävät hilaan tehokkuuden hajasäteilyn vähentämisessä. Hilasuhteen

kasvaessa samalla lamellitiheydellä, sironnan absorboituminen kasvaa ja kuvan kontrasti paranee. (Fauber 2013: 125.)

Koska osa primaarisäteilystä absorboituu hilan lamelleihin, kuvareseptorille tuleva kokonaissäteily määrä vähenee. Lamellien paksuus  $T$  ja väliaineen paksuus  $D$  määrittävät kuinka suuri prosentuaalinen osuus primaarisäteilystä pääsee hilan läpi. Esimerkiksi lamellien paksuuden ollessa  $50\ \mu\text{m}$  ja väliaineen paksuuden ollessa  $350\ \mu\text{m}$ , 12,5 % hilaan osuvasta primaarisäteilystä absorboituu hilaan. (Bushong 1997: 216.) Mitä tehokkaammin hila absorboi hajasäteilyä, sitä vähemmän säteilyä saapuu kuvareseptorille. Hilan aiheuttamaa säteilymäärän vähentymistä täytyy kompensoida lisäämällä säteilymäärää. Bucky-kerroin (GCF) kuvaa kuinka paljon säteilymäärää on muutettava kun hila otetaan käyttöön, tai kun kuvataan ilman sitä.

$$\text{Bucky – kerroin (GCF)} = \frac{\text{mAs hilan kanssa}}{\text{mAs ilman hilaa}}$$

Jokaisella hilasuhteella on oma Bucky-kertoimensa. Taulukko 3 kuvaa Bucky-kertoimen ja hilasuhteen välisen yhteyden. Käytännössä Bucky-kerroin ei kuitenkaan ole täysin vakio, sillä esimerkiksi kerroin voi lisääntyä hieman kuvausjännitteen vähentyessä käytettäessä samaa hilaa (Bushberg ym. 2002).

Taulukko 3. Bucky-kertoimen ja hilasuhteen välinen yhteys (Fauber 2013:130).

Hilasuhde	Bucky – kerroin (GCF)
Ilman hilaa	1
5:1	2
6:1	3
8:1	4
12:1	5
16:1	6

Esimerkiksi jos 10 mAs-arvolla ja 8:1 hilalla otettu kuva halutaan uusita ilman hilaa kuvareseptorille saapuvan säteilymäärän pysyessä samana, säteilymäärä voidaan pudottaa neljännekseen alkuperäisestä. Myös hilasuhteen muuttaminen vaikuttaa säteilymäärän kompensaatioon. Esimerkiksi jos 12:1 hilalla ja 40 mAs-arvolla otettu kuva uusitaan 6:1



hilalla, säteilymäärän tarve putoaa 24 mAs:in. ALARA-periaatteen mukaisesti röntgenhoitajan tulisi käyttää niin alhaista hilasuhdetta kuin on diagnostisesti mahdollista, jotta potilas altistuisi mahdollisimman vähäiselle säteilylle. (Fauber 2013: 130–132.)

Hilaa käytettäessä tulee huomioida säteilymäärän kompensaation lisäksi hilan asettelu hilatyypistä riippuen. Hilatyypit voidaan jakaa fokusoituihin ja fokusoimattomiin ja lamellien suunnan mukaisesti pitkittäisiin, poikittäisiin tai ristikkäisiin hiloihin. Fokusoitujen hilojen kohdalla keskitys ja etäisyys ovat erityisen tärkeitä huomioitavia asioita. Lonkan aksiaaliprojektiossa käytetään fokusoimatonta irtohilaa, jolloin ongelmaksi asettelussa saattaa muodostua hilan saaminen suoraan röntgenputkeen nähden. Mitä suuremman kulmassa hila on vinossa, sitä vähemmän säteilyä pääsee hilan läpi ja seurauksena on kuvanlaadun heikkeneminen. Mitä suurempaa hilasuhdetta käytetään, sitä herkemmin hilan epäsuoruus vaikuttaa kuvanlaatuun. Hilaa käytettäessä pitää myös huomioida lamellien suunta, joka on yleensä merkitty hilaan. (Fauber 2013: 125–135.)

#### 4.2 Ilmahilan käyttö röntgenkuvauksessa

Hilalle vaihtoehtoinen tekniikka on ilmaväli-tekniikka eli ilmahila. Myös ilmahilan tarkoitus on vähentää sirontaa ja näin parantaa kuvan kontrastia. Ilmavälitekniikassa kohteen ja kuvareseptorin väliin jätetään ilmaväli (OID), jonka suuruus voi olla jopa 30 cm tai enemmän. Tekniikka perustuu siihen, että osa kohteesta ulos tulevasta sironneesta säteilystä menee kuvareseptorin ohi. Mitä suurempi väli on, sitä enemmän sirontaa menee kuvareseptorista ohi. Pieni osa sironnasta absorboituu ilmaväliin. (Bushong 1997: 226.)

Ilmahilan suurin etu on alhaisemman mAs-arvon käyttö, eli potilaan saama säteilyannos on huomattavasti pienempi kuin hilaa käytettäessä (Fauber 2013: 138). Asettelyn kannalta etuna on, ettei ilmahila voi olla vinossa normaalin hilan tapaan ja aiheuttaa kuviin artefakteja tai kontrastin heikkenemistä. Tämä korostuu erityisesti haasteellisesti aseteltavien projektoiden, kuten lonkan transfemoraalin kohdalla.

Ilmahilan käyttö aiheuttaa kuvaan suurennosta joillain isomman detektorin käyttö on perusteltua. Ilmahilan haittapuolia ovat lisääntyneet geometriset vääristymät ja huonontunut paikkaerotuskyky. Ilmaväliä kasvattamalla puolivarjo kasvaa, jolloin kuvan terävyys heikkenee. Niinpä ilmahilaa käytettäessä on joko FFD:tä lisättävä, jonka myötä mAs-arvoa on kompensoitava tai vaihtoehtoisesti kuvata pienellä fokuksella jolloin isompaa detektoria ei tarvita. Potilaan paksuuden kasvaessa ilmahilan haitat korostuvat. (Fauber 2013: 233; Partridge – McGahan – Causton – Bowers – Mason – Dalby – Mitchell 2006)

#### 4.3 Hilan korvaaminen ilmapäli-tekniikalla

Ilmahilaa käytettäessä säteilymäärää voidaan vähentää kun jätetään irtohila pois. Tällöin on laskentaan sisällytettävä irtohilan Bucky-kerroin ja FFD:n kasvu, jotta tiedetään miten paljon mAs-arvoa voidaan muuttaa. Ensiksi huomioidaan 6:1 hilan ottaminen pois, jolloin mAs voidaan vähentää kolmannekseen johtuen hilan Bucky-kertoimesta.

$$mAs_{ilman\ hilaa} = \frac{mAs_{hila}}{3}$$

Otamme seuraavaksi huomioon etäisyyden muutoksen, jolloin etäisyys muuttuu 115 cm:stä 145 cm:in käytettäessä 30 cm ilmapäliä.

$$mAs_2 = \frac{1}{3} * \frac{mAs_1 * FFD_2^2}{FFD_1^2}$$

Sijoitamme arvot, jolloin huomataan, että voimme puolittaa mAs-arvon siirryttäessä 6:1 irtohilasta ja 115 cm FFD:stä 30 cm ilmahilaan.

$$mAs_{30cm\ ilmahila} = \frac{1}{3} * \frac{mAs_{hila} * 145^2}{115^2}$$

$$mAs_{30cm\ ilmahila} = 0,5299 \dots * mAs_{hila}$$

$$mAs_{30cm\ ilmahila} \approx 0,5 * mAs_{hila}$$

Ilmahilan käyttö lisää geometrisiä vääristymiä ellei FFD:tä lisätä niin paljon kunnes suurennuskerroin (*magnification factor, MF*) on saman verran kuin hilaa käytettäessä. Selvitämme miten paljon tarvitaan lisäetäisyyttä, jotta kertoimet ovat yhtä suuret.

$$MF_{hila} = MF_{ilmahila}$$

Sijoitetaan suurennuksen kaavat yhtälöön ja lisätään selvittettävä lisäetäisyys  $d$  kun tiedämme, että sekä ilmahilan FFD että FSD lisääntyvät saman verran.

$$\frac{FFD_{hila}}{FSD_{hila}} = \frac{FFD_{ilmahila} + d}{FSD_{ilmahila} + d}$$

Ilmahila vaikuttaa FFD:n suuruuteen, joten määritellään sille oma muuttuja  $h$  niin saadaan:

$$\frac{FFD_{hila}}{FSD_{hila}} = \frac{FFD_{hila} + h + d}{FSD_{ilmahila} + d}$$

Ratkaistaan lisäetäisyys  $d$  ja saadaan

$$d = \frac{h * FSD_{hila}}{FFD_{hila} - FSD_{hila}}$$

Näin tiedämme, että geometrysten vääristymien eliminointiin ilmahilan FFD on yhtä suuri kuin hilaan FFD, ilmahilan etäisyys  $h$  ja lisäetäisyys  $d$  laskettuna yhteen

$$FFD_{ilmahila} = FFD_{hila} + h + \frac{h * FSD_{hila}}{FFD_{hila} - FSD_{hila}}$$

Ja edelleen sievennettynä

$$FFD_{ilmahila} = FFD_{hila} + \frac{h * FFD_{hila}}{FFD_{hila} - FSD_{hila}}$$

Näin ollen jos esimerkiksi geometrisiä vääristymiä eliminoidessa kohteen paksuus on 35 cm ja siirrymme käyttämään 30 cm ilmahilaa ja 6:1 irtohilalla käytetty FFD olivat 115cm ja FSD 80cm niin tällöin ilmahilan FFD:n tulisi olla ~214cm. Ilmahilan FSD olisi siis noin ~149cm. Otetaan vielä huomioon etäisyyden muuttuminen mAs-arvon suhteen ja irtohilan poistaminen niin voidaan määrittää uusi käytettävä mAs-arvo:

$$mAs_{30cm\ ilmahila} = \frac{1}{3} * \frac{mAs_{hila} * FFD_{ilmahila}^2}{FFD_{irtohila}^2}$$

$$mAs_{30cm\ ilmahila} = \frac{1}{3} * \frac{mAs_{hila} * 214^2}{115^2}$$

Näin huomaammekin, että meidän tulisi lisätä mAs-arvoa noin 15 % jos haluamme nostaa etäisyyttä ja näin eliminoida geometrisia vääristymiä:

$$mAs_{30cm\ ilma\hila} \approx 1,15 * mAs_{hila}$$

Sama 15 % pätee kaikkiin muihinkin etäisyyksiin 6:1 hilalla jos suurennuskertoimia eikä muita parametreja muuteta. Säteilymäärän nostamisesta huolimatta ilmahilaa käytettäessä potilasannos olisi pienempi kuin hilalla. Esimerkiksi jos 6:1 hilaa käytettäessä FFD on 200 cm niin tällöin kompensoitu ilmahilan FFD on 371 cm ja tarvittava mAs-arvon kasvu on 15 %. Eli jos mAs-arvo olisi irtohilalla 50 niin silloin sen tulisi olla ilmahilalla 57,5. Ilmavälin aiheuttama suurennus voi kuitenkin olla jopa hyödyksi kuvan resoluutiolle digitaalisessa kuvantamisessa (Neitzel 1992).

#### 4.4 Aikaisempia tutkimuksia

Oulussa suoritetun tutkimuksen mukaan 30 cm ilmahilalla voidaan potilasannosta vähentää jopa kolmannekseen lonkan aksiaaliprojektiossa ja skolioositutkimuksissa (Henner 2011). Kivistö, Henner ja Mattila ovat tutkineet potilasannoksen optimointia lonkan transfemoraaliprojektiossa käyttäen 30 cm ilmahilaa. Laitteistona oli Fujin FDR AcSelete rate and langaton taulukuvadetektor. FFD-etäisyys vaihteli 160 cm ja 193 cm välillä keskiarvon ollessa 166 cm. Potilasannokset ilmahilan kanssa vaihtelivat 1,68 dGycm<sup>2</sup> ja 10,049 dGycm<sup>2</sup> välillä keskiarvon ollessa 3,57 dGycm<sup>2</sup>. S-arvon keskiarvo oli 509. Tutkimuksen mukaan potilasannokset olivat huomattavasti pienemmät ilmahilalla verrattuna irtohilaan. (Kivistö – Henner – Mattila 2014.)

Neitzel käytti matemaattista mallia ilmahilan ja hilan tutkimiseen digitaalisessa kuvantamisessa. Tulokset arvioitiin sen mukaan miten hyvin eri menetelmät paransivat signaali-kohinasuhdetta (SNR). Neitzelin mukaan digitaalisten järjestelmien tuomien etujen vuoksi säteilymäärää ei tarvitse nostaa kun käytetään sirontaa vähentäviä menetelmiä. Sen sijaan digitaalisissa järjestelmissä kohina on kuvantulkinnassa suurin rajoittava tekijä. Neitzel toteaa, että sirontamenetelmät tulisi arvioida sen mukaan miten hyvin ne parantavat signaali-kohinasuhdetta (SNR). Tutkimuksen mukaan 20 cm ilmaväli on selkeästi parempi kuin mikään hila alhaisissa ja keskialhaisissa sirontatapauksissa. Suu- rissa sirontatapauksissa ilmahilan ja hilan välillä ei ole huomattavaa eroa. Alhaisissa sirontatapauksissa SNR on jopa huonompi hilaa käytettäessä. Käytännön syiden takia 20 cm ilmaväli sopii keuhkokuvaukseen FFD:n ollessa 2 metriä, mutta suurempi ilmaväli parantaisi suorituskykyä entisestään. Neitzel toteaa ilmavälitekniikalla olevan muitakin

hyötyjä: Ne ovat halvempia ja luotettavampia kuin hilat. Ilmavälin aiheuttama suurennus voi olla jopa hyödyksi kun detektorin resoluutio on kohtalainen. (Neitzel 1992.)

Saksassa suoritetussa tutkimuksessa otettiin keuhkokuvat sadalta (100) potilaalta hilan (12:1, 60 lamellia/cm) ja ilmahilan (15 cm) kanssa FFD:n ollessa 2 metriä, jonka jälkeen arvioitiin kuvien kuvanlaatua ja potilasannoksia. Katetrit, anatomiset maamerkit ja metalliset lankakiinnikkeet näkyvät paremmin hilan kanssa kuvattaessa, mutta silti merkittävää eroa kuvanlaadussa ei havaittu. Tutkijat eivät suosittele hilaa keuhkojen röntgenkuvaukseen, sillä se lisää potilasannosta ilman merkittävää kuvanlaadullista hyötyä. (Bernhardt ym. 2000.)

Ilmahilan käyttöä on tutkittu myös sydämen angiografiatutkimuksessa. Vuonna 2006 suoritetussa tutkimuksessa korvattiin taulukuvailmaisimen hila 15 cm ilmahila-tekniikalla 457 potilasta joilla oli joko yksinkertainen sydämen angiografiatutkimus tai yhden suonen pallolaajennus tutkittiin yhteensä neljän kuukauden ajan. Kahden kuukauden ajan dataa kerättiin hilan kanssa suoritetuista tutkimuksista ja kaksi kuukautta ilmahila-tekniikalla suoritetuista tutkimuksista. Suurennosta vähennettiin ilmahilatekniikalla yhden pykälän jotta saavutettiin sama kuvakoko kuin hilalla kuvattaessa. Tämän jälkeen kolme kardiologia, kolme röntgenhoitajaa ja radiologi arvioivat kuvanlaatua kokonaisuutena ja kontrastia ja terävyyttä erikseen. Kuvanlaatu ei poikennut merkittävästi hilan ja ilmahilan välillä ja sädeannos oli pienempi ilmahilaa käytettäessä. Tutkijat ehdottavat ilmahilalla kuvaamista oletuksena sydämen angiografiatutkimuksissa, sekä aikuisilla ja lapsilla useimmissa tilanteissa. (Partridge ym. 2006)

## **5 Tutkimuksen tarkoitus ja tutkimusongelmat**

Opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää, voiko potilaan säteilyannosta pienentää lonkan aksiaaliprojektiossa ilmahilan avulla diagnostisen kuvanlaadun huonontumatta. Tavoitteenamme on lisätä tietoa ja tietoisuutta ilmahilan käytöstä ja optimoida tutkimuksesta aiheutuvaa säteilyannosta normaalikokoisella potilaalla.

Tutkimuskysymykset:

- Miten lonkan aksiaaliprojektio saadaan kuvattua parhaiten kuvanlaadun kannalta?
- Miten lonkan aksiaaliprojektio saadaan kuvattua parhaiten säderasituksen kannalta?

## **6 Tutkimuksen suorittaminen**

Tutkimus suoritettiin Metropolian ammattikorkeakoulun Mannerheimin toimipisteen röntgenluokan tiloissa. Tutkimus oli luonteeltaan kvasikokeellinen koska se muistutti varsinaista kokeellista tutkimusta, mutta kaikkia muuttujia ei ollut mahdollista kontrolloida. (Kvasikokeellinen tutkimus 2006.)

Esitestasimme tutkimustavan toimivuutta etukäteen, jotta pystyimme konkreettisesti puuttumaan mahdollisiin ongelmiin ennen varsinaista tutkimusta. Tällöin huomion kohteena oli tutkimustavan vakiointi ja sen toimivuus. Oli tärkeää saada anatominen fantomi ja röntgenputki pysymään paikoillaan riippumatta siitä kuvattiinko irtohilalla vai ilmahiilalla. Esitestauksen jälkeen teimme myös alustavaa kuvanlaadun analyysiä. Taulukossa 4 on nähtävissä käyttämämme mittausvälineistöt ja kuvausarvot.

Taulukko 4. Testauksessa käytettävät arvot ja mittausvälineistöt

Testauksessa käytettävät	arvot/mittausvälineistö
Röntgenputki	Fuji
kV	80
mAs	5 - 125
Focus	Iso
Kuvauskohde	Oikea (DEX) lonkka
FFD	116 cm /+ 20 cm ilmahilan kanssa
FSD (vakio)	87,50 cm
OID	20 cm
Hila	6:1 fokusoimaton, Bucky-kerroin 3
Suodatus	1,5mm Al
DAP-mittari	Fujin oma
ESD-mittari	Unfors Mult-O-Meter
Anatominen fantomi	"DamagedDebbie" <a href="http://www.rsdphantoms.com/rd_willy.htm">http://www.rsdphantoms.com/rd_willy.htm</a>
Kuvien tallennusmuoto	DICOM

### 6.1 Aineiston kerääminen

Esitaustauksen jälkeen suoritimme varsinaisen tutkimuksen. Ensin asettelimme anatomisen fantomin tukien avulla noin 5 senttimetriä ilmaan kuvauspöydästä. Näin ehkäistiin etteivät kuvat leikkaa kohdealueelta ja pystyimme myös siirtämään detektorin telinettä koskematta fantomiin. Kuvauskohteena oli oikea lonkka, jolloin vasen jalka nostettiin jalkatelineen avulla mahdollisimman ylös. Fantomin polven jäykkyyden takia polvea ei saanut taivutettua kuten oikealla ihmisellä. Röntgenputki käännettiin 45 asteen kulmaan suhteessa potilaaseen ja kuvausdetektori kohtisuoraan putkeen nähden. Rajausta tehtiin mahdollisimman tiukaksi. Detektorin leveyden ja asennon takia irtohilan ja fantomin väliin jäi reisiluun kohdalle noin 10cm ilmapäli, kuten aina lonkan aksiaalia kuvattaessa. Kuvattaessa ilmahilan kanssa, lisäsimme FFD:tä 20 cm, jolloin ilmapäli oli leveimmästä kohdasta yhteensä 30 cm. FSD ei muuttunut siirryttäessä irtohilasta ilmahilaan. Liite 1 sisältää kaksi kuvaa tutkimusasetelmasta.

Tutkimus suoritettiin yhteensä viidellätoista eri mAs-arvolla 5 – 125 välillä. Säteilymäärää nostettiin mahdollisimman vähän kerrallaan koneen rajoitusten mukaan. Eksponointeja otettiin kaksi per sama mAs sekä ilmahilalla että hilalla. Näin saimme enemmän dataa ja lopulliseksi kuvien yhteismääräksi tuli 60.

Jokaisen eksponoinnin jälkeen kirjattiin ylös kuvausaika, mAs, ESD- ja DAP-mittareiden lukemat sekä S- ja L-arvot. Jokaiseen kuvaan lisättiin oma numero-koodinsa, jotta kuvat eivät myöhemmin sekoittuisi keskenään. Mittausdata tallennettiin suoraan Excel -taulukoon ja kuvat laitettiin muistitikulle DICOM-muodossa myöhempää käsittelyä varten.

## 6.2 Aineiston analysointi

Kuvanlaadun analysointi tehtiin vertailemalla ilmahilan sekä hilan välillä SNR- S- ja L-arvoja. Signaali-kohinasuhteen laskemista varten prosessoimme ja analysoimme datan ImageJ-ohjelmalla. ImageJ on ilmainen kuvien prosessointi ja analyysiohjelma, johon on saatavilla monenlaisia lisäosia (plugineja). Ohjelman käyttämisestä kuvanlaadun analysointiin konsultoimme Säteilyturvakeskuksen asiantuntijoita, jotka puolsivat asiaa.

Ennen analysointia kuvat käsiteltiin yhtä suuriksi, yhdistettiin leikepakkoihin ja aseteltiin leikkeet keskenään päällekkäin. Ensiksi kuvat käsiteltiin crop-toiminnolla yhtä suuriksi. Tähän käytettiin ImageJ:n Batch-toimintoa, jolla on mahdollista toistaa makro halutulle kansiolle, jossa on käsiteltävät kuvat. Makroja käytetään suorittamaan ohjelmoidut komennot tai rutiinitehtävät käyttäjän puolesta automaattisesti yhdellä painalluksella (Wikipedia, vapaa tietosanakirja: Makro 2013). Sen jälkeen ohjelmoitiin ja suoritettiin makro, joka kääntää kansion kaikki kuvat 180 astetta, piirtää ennalta määritellyn kokoisen suorakuution, leikkaa ulkopuolelle jäävän alueen pois, kääntää kuvat takaisin 180 astetta ja tallentaa ne toiseen kansioon. Seuraavaksi yhdistettiin kaikki kuvat hila- ja ilmahilapakkoihin Images to Stack – toiminnolla. Molempien pakkojen leikekuvat laitettiin päällekkäin käyttäen StackReg – pluginia, joka vaatii toimiakseen Turbo-Reg – pluginin. StackReg – plugin asettelee halutun pakan leikkeet automaattisesti päällekkäin käyttäen ensimmäistä leikekuvaa referenssikuvana. Käytimme myös DICOM-kuvatyyppien käsitteilyyn sopivaa TudorDICOM – pluginia apuna kuvia käsiteltäessä.

Kuvanlaadun analysoinnissa tarkoituksena oli tarkastella kuvanlaatua kolmesta eri kohdasta lonkan aksiaali-projektiota. Ensimmäinen kohdealue oli reisiluun, joka oli kohteista ohuin. Toinen kohde oli reisiluun pään keskiosa. Kolmas alue otettiin lantion alueelta.



Kun kuvat oli saatu prosessoitua päällekkäisiin ilmahila- ja hilapakkoihin, oli mahdollista suorittaa kohdealueiden analyysit pakkojen leikkeisiin. Ohjelmoitiin makro, joka piirtää pakan jokaiseen leikkeeseen kolmeen haluttuun kohtaan 716 pikselin kokoiset ympyrämuotoiset ROI-alueet (Region of Interest) ja analysoi niistä pikseli-intensiteettien perusteella minimin, maksimin, keskihajonnan ja keskiarvon. Makro tallentaa tulokset lopuksi Excel-taulukkoon. Kuvansuurennuksen takia vaikeutena oli saada hilan ja ilmahilan ROI-alueet täysin samaan kohtaan. Tätä emme saaneet automatisoitua, joten käytimme kuvissa olleita maamerkkejä silmämääräisesti, jotta saisimme mahdollisimman tarkat koordinaatit makrolle. Liite 2 sisältää esimerkkejä käyttämistämme makroista. Alla olevat kuvat 4 ja 5 havainnollistavat vakioitettuja ROI-alueita.



Kuvio 4. Hilakuvien analysoivat ROI-alueet.



Kuvio 5. Ilmahilakuvien analysoivat ROI-alueet.

Tulosten perusteella määriteltiin signaali-kohinasuhteet jokaiselle ROI-alueelle, jotka kirjattiin myös Excel-taulukkoon. Signaalikohinasuhdetta kuvataan usein taustan keskihajonnan ja kohdealueen keskiarvon suhteena. Käyttämämme kuvantamisjärjestelmä antaa taustan keskihajonnaksi arvon nolla, jolloin signaali-kohinasuhde olisi ääretön. Tässä

tilanteessa on parempi käyttää kohdealueen keskihajontaa ja keskiarvoa signaali-kohinasuhteen laskemiseen. (Mazzetta – Caudle – Wageneck 2005; Terveysthuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. 2008.)

$$SNR_{ROI} = \frac{\mu_{ROI}}{\sigma_{ROI}}$$

jossa  $SNR_{ROI}$  on ROI-alueen signaalikohinasuhde,  $\mu_{ROI}$  on ROI-alueen keskiarvo ja  $\sigma_{ROI}$  on ROI-alueen keskihajonta.

Tulosten tilastolliseen analysoimiseen laskimme ensin keskiarvot- sekä hajonnat ja teimme niistä graafiset taulukot Excel-ohjelmalla. Sen jälkeen suoritimme normaalijakaumatestauksen SPSS-ohjelmalla SNR-, S- ja L-arvojen ilmahila- ja hila-ryhmille varmistuaksemme voimmeko käyttää keskiarvojen vertailuun riippumattomien otosten t-testiä. Riippumattomien otosten t-testi on parametrinen testi, jonka avulla voidaan arvioida, poikkeavatko kahden ryhmän keskiarvot toisistaan. Testin oletuksena on että:

- Mittaus on suoritettu vähintään välimatka-asteikolla
- Muuttujien jakaumat noudattavat normaalijakaumaa
- N = Vähintään 20/ryhmä

Parametrisia testejä pitäisi pyrkiä käyttämään ensisijaisesti, koska ne ovat varmempia datan analysointiin kuin epäparametriset testit. (Nummenmaa 2009: 154, 171–177, 248.)

Koska jakaumista mitkään eivät noudattaneet normaalijakaumaa, jouduimme käyttämään riippumattomien otosten t-testin epäparametrasta vastinetta, Mann-Whitneyn U-testiä. U-testi perustuu järjestyslukuihin, ja se vertaa tutkittavan muuttujan luokkien mediaaneja toisiinsa. (Nummenmaa 2009: 250–251.)

## 7 Tutkimustulokset

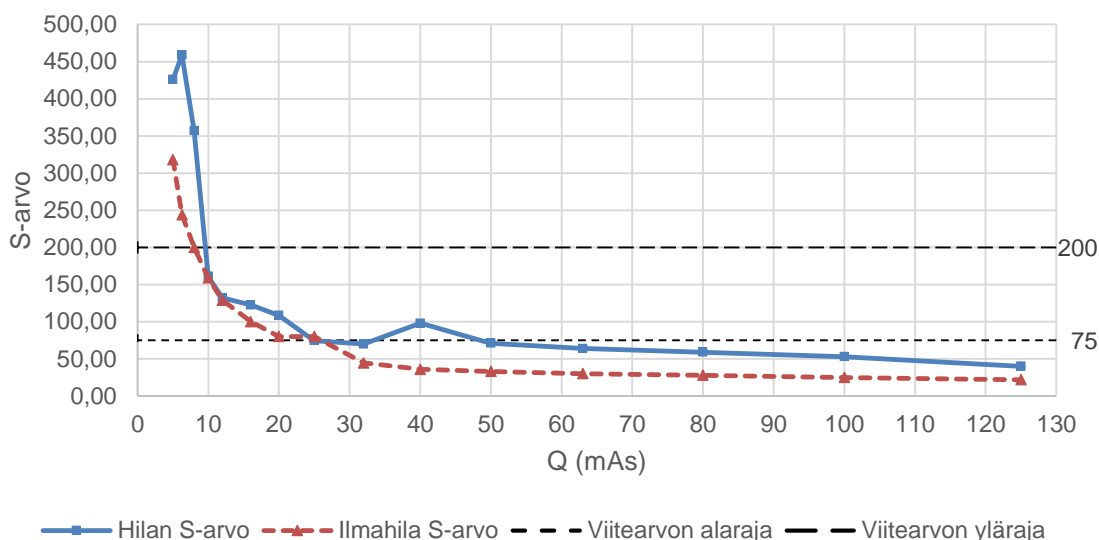
Tutkimuksessamme poikkeavia arvoja esiintyi reiden ja lonkan alueen signaali-kohinasuhteissa sekä S-arvossa 40 mAs-arvon kohdalla hilalla kuvattaessa. Tarkastellessamme DAP- ja ESD-arvoja samalaista piikkiä ei 40 mAs-arvon kohdalla ole havaittavissa. Röntgenputken säteilymäärän tuotto on siis pysynyt tasaisena, joten epäilemme että poikkeavat arvot johtuvat poikkeamasta kuvanmuodostuksesta. Muutoin tulokset ovat yhteneväiset.

## 7.1 S-arvo ilmahilan ja hilan välillä

Digitaalisen kuvantamisen aikakaudella voi olla haasteellista arvioida kuvien todellista valotusta silmämääräisesti koska kone pystyy kompensoimaan 100 – 500 % yli- ja alivalotusta. Eri merkit ovat kehittäneet röntgenhoitajia varten laskennallisia arvoja, jotka antavat suuntaa valotuksen onnistumisesta. (Baker 2012). Fujilla tämä suure on nimeltään S-arvo ja se voi vaihdella 0 – 20 045 välillä. Alle 75 menevä arvo kertoo että kuva on ylivalottunut ja kuvalevyllä on päässyt liikaa säteilyä. Yli 500 oleva S-arvo taas tarkoittaa että kuva on alivalottunut ja todennäköisesti rakeinen. S-arvoon vaikuttaa säteilymäärän lisäksi sironta, etäisyys, rajaus, oikean ohjelman valinta kuvauskonsolilla ja aika kuvan muodostumisessa eksponoinnin jälkeen. Fujin suosittelemat S-arvot raajojen kuvaukseen ovat 75 – 200 välillä. (CR Users Guide 2004.)

Tutkimuksessamme S-arvo vaihteli 40 – 504 välillä hilan ja 22 – 318 välillä ilmahilan kuvissa. Hilan S-arvon keskiarvo oli 153,03 ja ilmahilan 100,43. Mann-Whitneyn U-testin tulos oli  $p=0.028$  joten nollahypoteesi hylätään ja voimme sanoa että hilan ja ilmahilan s-arvojen keskiarvojen välinen ero on tilastollisesti merkitsevä.

Kuvio 6 kuvaa säteilymäärän vaikutusta S-arvoon kuvattaessa hilalla ja ilmahilalla. Säteilymäärää lisättäessä S-arvo odotetusti pienenee, lukuunottamatta 40 mAs-arvon kohdalla jossa hilalla kuvattaessa arvo on noussut hetkellisesti. Pienillä mAs-arvoilla kuvattaessa S-arvo vähenee jyrkästi säteilymäärän lisääntyessä molemmilla hiloilla. Kuviosta voidaan havaita, että S-arvot eivät enää pysy viitearvojen sisäpuolella kummallakaan tekniikalla 50 mAs-arvon jälkeen. Ilmahilalla S-arvo pysyy viitearvojen sisällä mAs-arvoilla 8 – 25, mutta hilan tapauksessa väli on pienempi eli 10 – 20, poikkeuksena 40 mAs-arvo. S-arvojen keskihajonta oli ilmahilalla 90,364 ja hilalla 139,494. Tulosten perusteella S-arvoon perustunut valotus onnistui ilmahilalla laajemmalla mAs-arvon vaihtelulla kuin hilalla ja viitearvojen saavuttamisen jälkeen säteilymäärän vaikutus S-arvoon on vähäinen.



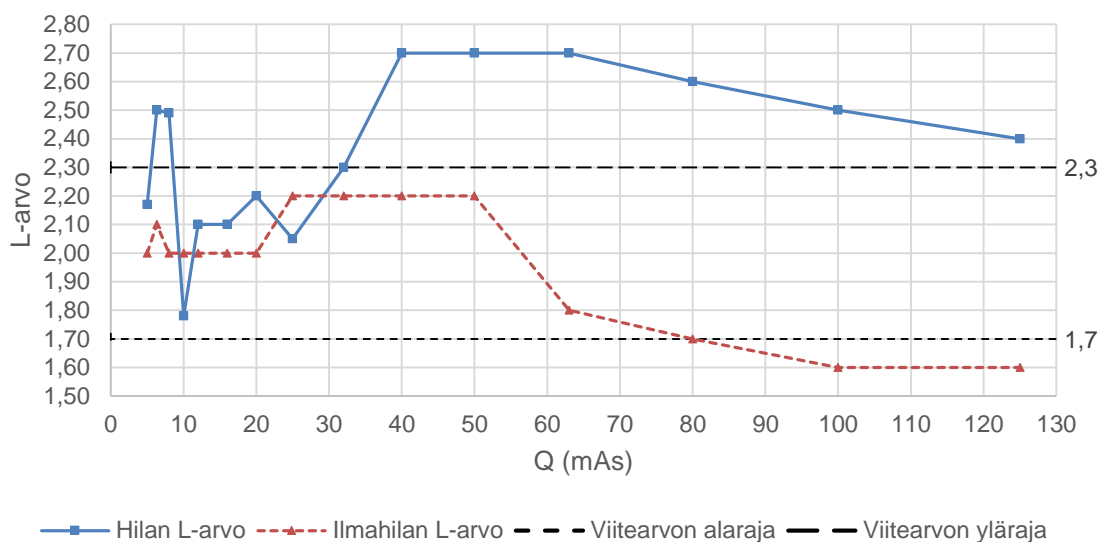
Kuvio 6. Säteilymäärän vaikutus S-arvoon hilalla ja ilmahilalla.

## 7.2 L-arvo ilmahilan ja hilan välillä

S-arvon lisäksi kuvanlaadun analysointiin käytetään L-arvoa (Latitude). L-arvo kuvaa säteilyn signaalialueen leveyttä ja se vaihtelee tyypillisesti 1,7 – 2,3 välillä. Epänormaalista L-arvoista seuraa myös epänormaalit S-arvot. (CR Users Guide 2004.)

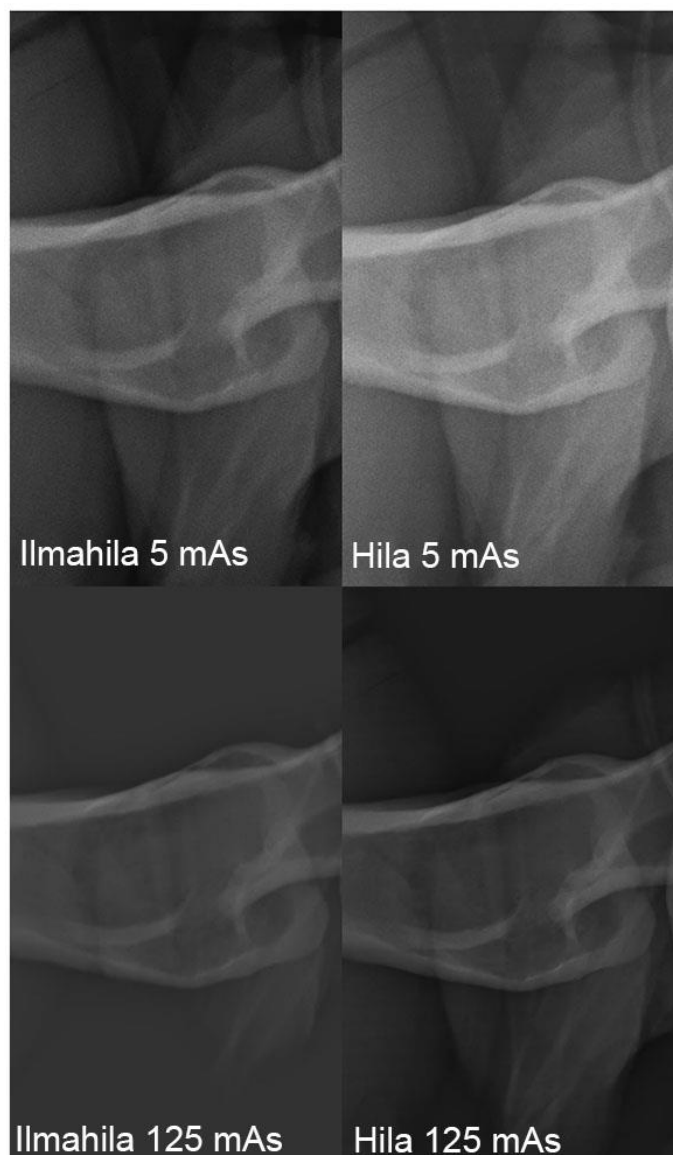
Hilaa käytettäessä tutkimuksessamme L-arvot vaihtelivat 1,78 – 2,7 välillä keskiarvon ollessa 2,34. Ilmahilalla vastaavat L-arvot olivat 1,6 – 2,2 välillä ja keskiarvo 1,96. U-testin tulos oli  $p = 0.000$  eli nollahypoteesi hylätään tässäkin tapauksessa ja voidaan sanoa että hilan ja ilmahilan L-arvojen keskiarvojen välinen ero on tilastollisesti erittäin merkitsevä.

Kuviosta 7 nähdään säteilymäärän vaikutus L-arvoon hilalla ja ilmahilalla. Ilmahilan tapauksessa L-arvo pysyi hyvin viitearvojen sisällä mAs-arvoilla 5 - 80. Hilan tapauksessa vastaavasti L-arvo pysyi 10 - 32 mAs-arvoilla sekä 5 mAs-arvolla. Ilmahilan L-arvoissa (keskihajonta 0,198) oli vähemmän vaihtelua kuin hilan L-arvoissa (keskihajonta 0,316). Suurilla mAs-arvoilla ilmahilan L-arvot alittivat viitearvojen alarajan ja hilan L-arvot ylittivät ylärajan. Ilmahilan L-arvo pysyi paremmin viitearvojen sisäpuolella.



Kuvio 7. Säteilymäärän vaikutus L-arvoon hilalla ja ilmahilalla.

Kuviossa 8 on kuvankaappaukset otetuilla 5 mAs:n ja 125mAs:n arvoilla. Kuvissa L-arvojen vaihtelu näkyy myös silmämääräisesti arvioituna, sillä suurilla mAs-arvoilla ilmahilalla otetuissa kuvissa erityisesti pehmytkudosten kontrasti heikkenee huomattavasti. Sama ilmiö on nähtävissä myös hilalla otetuissa kuvissa, mutta pehmytkudoskontrasti huononee huomattavasti vähemmän.

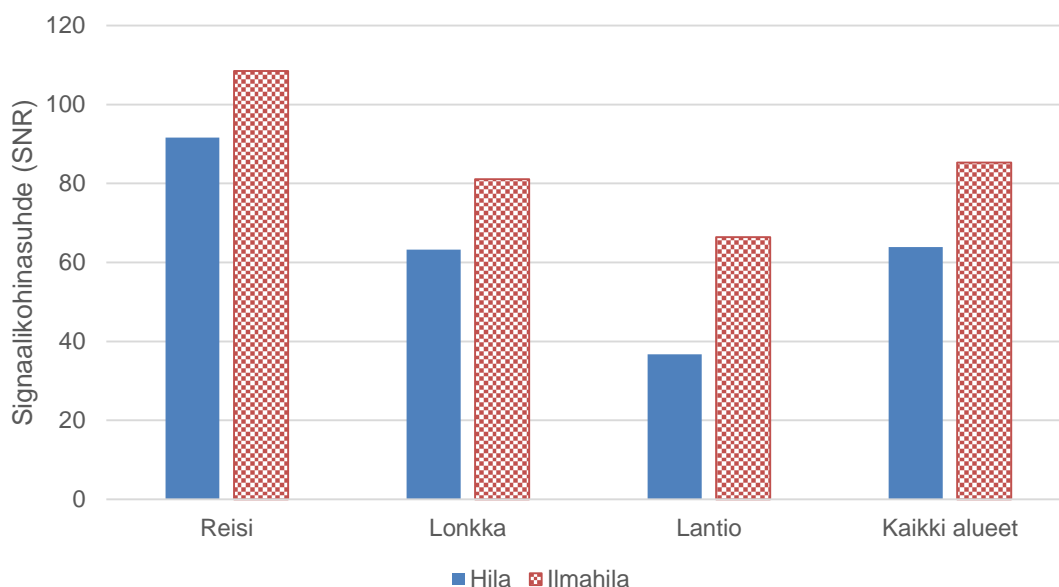


Kuvio 8. Kuvankaappaukset ilmahilalla ja hilalla otetuista kuvista mAs-arvoilla 5 ja 125.

### 7.3 Signaali-kohinasuhde ilmahilan ja hilan välillä

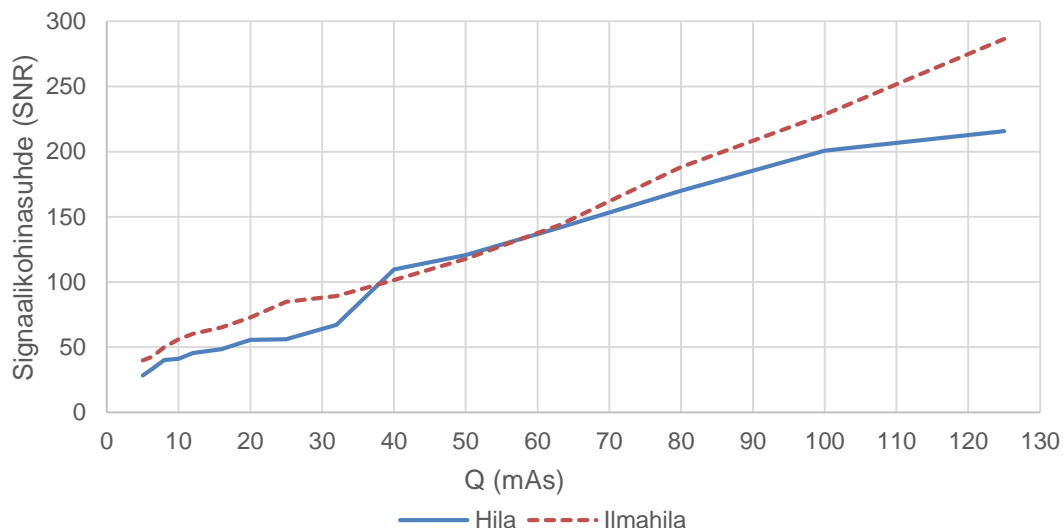
Signaali-kohinasuhteen laskimme kolmesta eri kohtaa lonkan aksiaaliprojektiota. Normaalijakaumaoletus ei toteutunut näilläkään arvoilla joten laskimme U-testit ilmahila ja hilaryhmien välillä. Reiden ROI-alueiden  $p=0.169$ , joten nollahypoteesi jäi voimaan ja hila- ja ilmahilaryhmien keskiarvojen välinen ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä. Kuitenkin lonkan ( $p=0.019$ ) ja lantion ( $p=0.000$ ) kohdalla ryhmien välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä.

Siirryttäessä hilasta ilmahilaan signaali-kohinasuhde kasvoi keskimäärin reiden alueella 18,4 %, lonkan alueella 28,2 % ja lantion alueella 80,7 %. Yhteensä keskimääräinen signaali-kohinasuhteiden kasvu kaikilla ROI-alueilla ja mAs-arvoilla oli 33,6 %. Kuvio 9 havainnollistaa signaali-kohinasuhteiden keskiarvot ROI-alueissa.



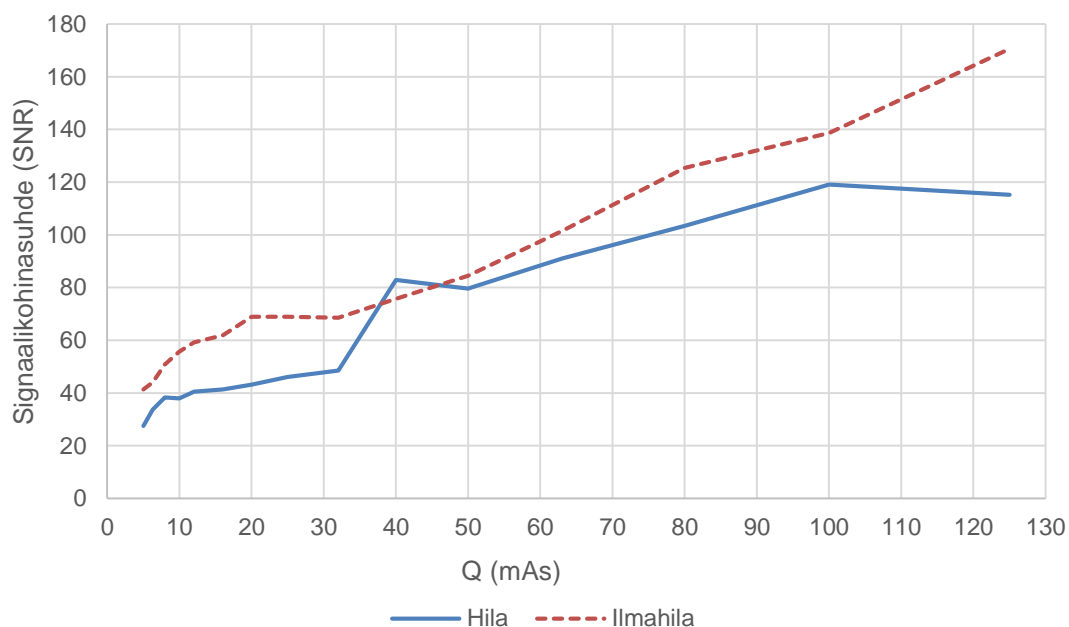
Kuvio 9. Signaali-kohinasuhteiden keskiarvot hilan ja ilmahilan kanssa reiden, lonkan ja lantion ROI-alueilta kaikilla mAs-arvoilla.

Kuvio 10 havainnollistaa, että kuvattaessa hilan kanssa reiden ROI-alueen signaali-kohinasuhde on parempi 40 ja 50 mAs-arvoilla. Muissa tapauksissa ilmahilan signaali-kohinasuhde on suurempi. Hilalla SNR-arvojen vaihteluväli oli reiden alueella 28 – 216 ja ilmahilalla 40 – 286. Säteilymäärän suhde signaali-kohinasuhteeseen on lähes lineaarinen. Ilmahilalla suhde on hilaa jyrkempi eli mAs-arvon nostamisella on suurempi vaikutus SNR-arvoon kuin hilalla.



Kuvio 10. Säteily määrän vaikutus signaali-kohinasuhteeseen reiden alueella

Lonkan tapauksessa hilan signaali-kohinasuhde on parempi vain 40 mAs-arvolla (kuvio 11). Signaali-kohinasuhteiden ero suurenee säteily määrän lisääntyessä suurilla mAs-arvoilla. Hilalla SNR-arvojen vaihteluväli oli lonkan alueella 28 – 115 ja ilmahilalla 41 – 171. Kuten reiden tapauksessakin, ilmahilalla säteily määrän suhde signaali-kohinasuhteeseen on hila jyrkempi.

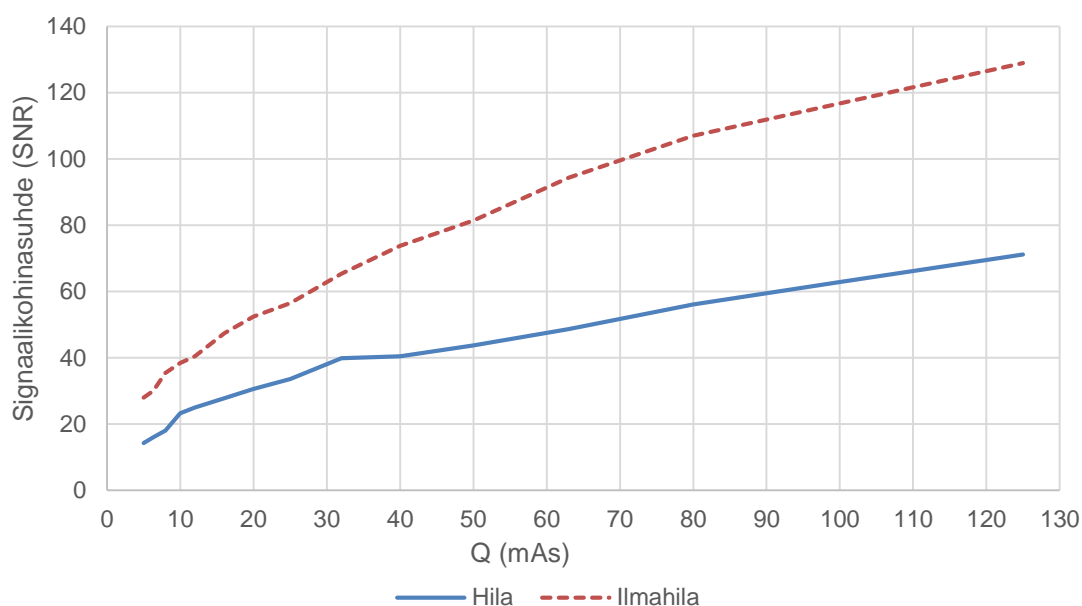


Kuvio 11. Säteily määrän vaikutus signaali-kohinasuhteeseen lonkan alueella

Lantion alueella on havaittavissa, että ilmahilan signaali-kohinasuhde on kaikilla mAs-arvoilla verrattuna hilaan (kuvio 12). Eroavaisuus suurenee säteily määrän lisääntyessä.

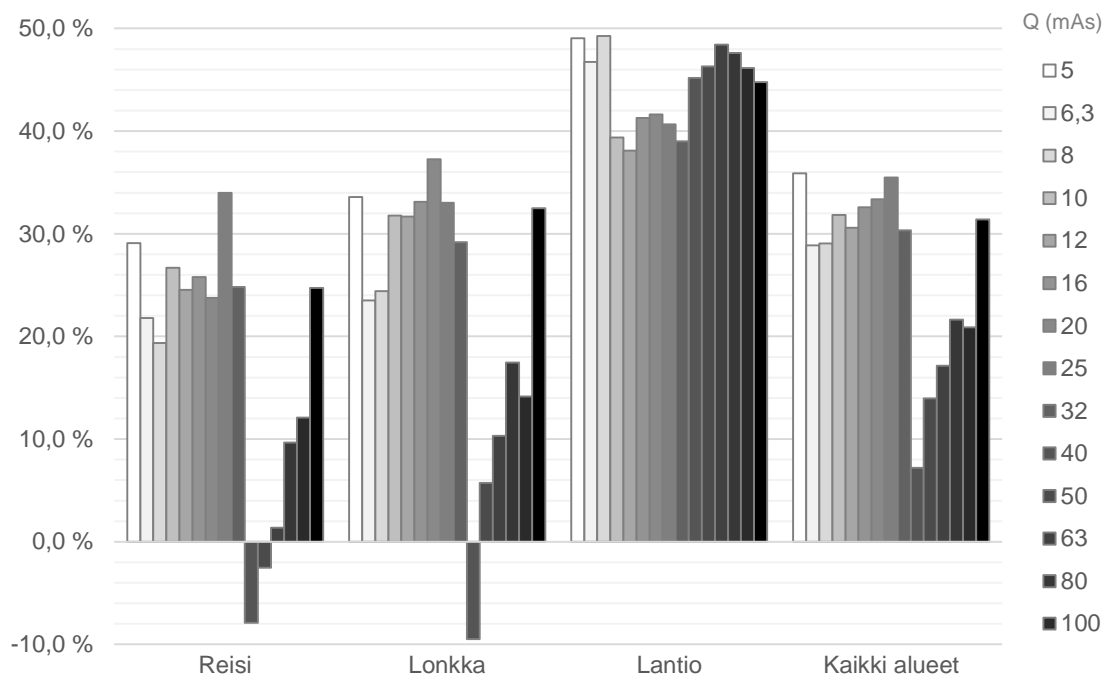


Hilalla SNR-arvojen vaihteluväli oli lantion alueella 14 – 71 ja ilmahilalla 28 – 129. Lanti-  
onkin alueella ilmahilalla signaali-kohinasuhteen kasvu säteilymäärän lisääntyessä ko-  
rostuu enemmän. Suurin vaikutus säteilymäärällä signaali-kohinasuhteisiin oli reiden  
alueella ja pienin vaikutus lantion alueella. Kaikilla alueilla ilmahilalla oli tehokkaampi  
vaikutus signaali-kohinasuhteeseen kuin hilalla säteilymäärän lisääntyessä.



Kuvio 12. Säteilymäärän vaikutus signaali-kohinasuhteeseen lantion alueella

Kuvio 13 näyttää erikseen signaali-kohinasuhteiden prosentuaalisen muutoksen eri koh-  
dealueilla siirryttäessä hilasta ilmahilaan. Kuviosta havaitaan 3 poikkeamaa, joissa hilan  
signaali-kohinasuhde on ollut ilmahilaa parempi. Reiden tapauksessa mAs-arvon ollessa  
32, SNR:n kasvu oli 24,8 %. Seuraavassa datapisteessä (mAs-arvo 40) tapahtuu kutien-  
kin jyrkkä muutos, jolloin SNR väheneekin -7,9 %. Prosentuaaliset muutokset ovat tasai-  
set mAs-arvoilla 5 – 32, jonka jälkeen poikkeamia esiintyy reiden ja lonkan tapauksissa.



Kuvio 13. Signaalikohinasuhteiden muutos siirryttäessä hilasta ilmahilaan eri mAs-arvoilla kohdealueittain

S- ja L-arvojen viiterajojen perusteella optimaaliset mAs-arvot olivat noin välillä 10 – 25, koska näillä mAs-arvoilla L- ja S-arvot olivat parhaiten viiterajojen tuntumassa. Verrattaessa optimaalisia mAs-arvoja (10 – 25) koko aineiston mAs-arvoihin (5 – 125), SNR:n prosentuaalinen kasvu suurenee suhteellisesti optimaalisilla arvoilla reiden ja lonkan alueella entisestään, mutta vähenee lantion alueella. Yhteensä keskimääräinen signaali-kohinasuhteen kasvu siirryttäessä hilasta ilmahilaan oli optimaalisilla mAs-arvoilla 49,2 %. Taulukko 5 näyttää signaali-kohinasuhteiden kasvun siirryttäessä hilasta ilmahilaan koko aineistossa ja optimaalisilla mAs-arvoilla.

SNR-arvoja verrattaessa optimaalisten ja koko aineiston mAs-arvojen välillä, erot ilmahilan ja hilan välillä olivat suurempia reiden ja lonkan alueella. Lantion alueella SNR:n muutos oli hieman pienempi optimaalisilla arvoilla. Pienemmillä mAs-arvoilla ilmahilan edut korostuivat reiden ja lonkan ROI-alueilla, mutta vähentyivät lantion alueella. Tämä eroavaisuus korostui kun mAs-arvoa lisättiin lantion alueella.

Taulukko 5. Signaali-kohinasuhteiden prosentuaalinen kasvu siirryttäessä hilasta ilmahilaan koko aineistossa ja optimaalisilla mAs-arvoilla (10 – 25).

<i>mAs</i>	<i>Reisi</i>	<i>Lonkka</i>	<i>Lantio</i>	<i>Kaikki alueet</i>
5 - 125	18,4 %	28,2 %	80,7 %	33,6 %
10 - 25	37,6 %	50,4 %	67,7 %	49,2 %

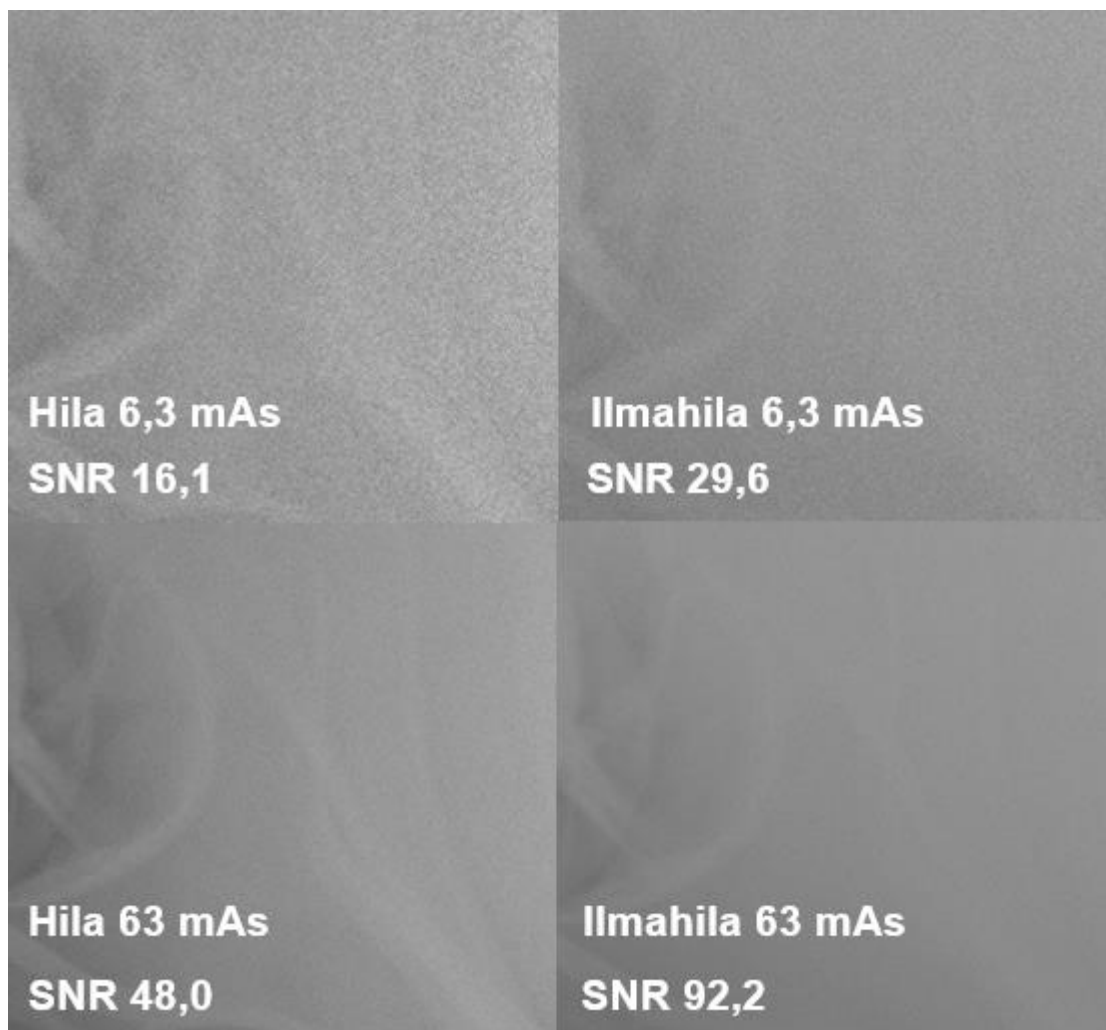
## 8 Pohdinta

Lonkan aksiaali on haasteellinen tutkimuskohde. Potilaan ja kuvalevyn väliin jää aina jonkin verran ilmapäliä kuvausteknisten syiden takia. Kudosten välillä on myös suuria eroja paksuudessa ja rakenteessa, reisiluusta lantionalueelle saakka. Röntgenputki saattaa olla liian lähellä tai kaukana kuvalevystä silmämääräisesti arvioituna. Hila täytyy asetella suorassa linjassa röntgenputken kanssa jotta vältetään hilaraitojen muodostumiselta.

Tuloksista selvisi, että L-arvoissa oli vähemmän hajontaa ilmahilalla kuvattaessa ja signaali-kohinasuhde oli korkeampi lähes jokaisessa datapisteessä. S-arvot ovat odotetusti keskimäärin pienemmät ilmahilalla kuin hilaa käytettäessä koska ilmahila-tekniikka päästää enemmän säteilyä kuvalevylle. Pienemmillä mAs-arvoilla ilmahilan S-arvot ovat paremmin viiterajojen sisällä kuin hilalla. SNR-arvo oli kauttaaltaan parempi ilmahilalla kuvattaessa sekä reiden, lonkan, että lantion kohdalla. Säteilymäärän vaikutus signaali-kohinasuhteeseen oli lähes lineaarinen. Säteilymäärän lisääntyessä SNR kasvoi enemmän ilmahilalla kuin hilalla. Lineaarisen trendiviivojen kulmakertoimien mukaan kasvu oli jyrkin reiden alueella ja pienin lantion alueella. Lantion alueella signaali-kohinasuhteen erot hilan ja ilmahilan välillä oli suuremmat kuin muilla alueilla ilmahilan eduksi. Vaikka suoritimme tutkimuksen isoa fokusta käyttämällä, S- L- ja SNR-arvojen tulokset viittaavat parempaan kuvanlaatuun ilmahilalla kuvattaessa. Pienellä fokuksella tai FSD-etäisyyttä kasvattamalla tulokset voisivat olla vieläkin paremmat.

L- S- ja SNR -arvot eivät kuitenkaan yksinään riitä suorien johtopäätösten tekemiseen kuvanlaadusta. Esimerkiksi SNR huomioi vain annostasossa tapahtuvat muutokset. Tulokset mitä saimme ovat näin ollen vain suuntaa antavia kuvanlaadun suhteen. Kuvio 14 havainnollistaa kuvankaappaukset hilan ja ilmahilan kuvista lantion alueelta 6,3 ja 63 mAs-arvoilla. Hilalla SNR arvot kyseisten kuvien lantion ROI-alueilta olivat 16,1 ja 48,0 ja vastaavasti ilmahilalla 29,6 ja 92,2. Silmämääräisesti kuitenkin havaittiin, että hilan

kuvissa lantion alueen luut olivat paremmin erotettavissa kuin ilmahilan kuvissa vaikka ilmahilan SNR-arvot olivatkin lantion alueella keskimäärin 80,7 % paremmat. Jatkossa ilmahilatekniikan kuvanlaatua voisi tutkia DIGRAD-fantomilla sen sijaan, että keskitytään tiettyyn projektitioon. Diagnostisen kuvanlaadun arviointiin olisi tärkeää saada muita erilaisia analysoitavia parametrejä, kuten kontrasti-kohina-suhde (CNR) ja modulaarinen siirtofunktio (MTF), sekä useamman radiologinen silmämääräinen mielipide.



Kuvio 14. Kuvankaappaukset lantion alueelta hila ja ilmahilan kuvista 6,3 ja 63 mAs-arvoilla sisältäen SNR-arvot lantion ROI-alueilta.

Silmämääräisen arvion mukaan pehmytkudosten kontrastierot heikkenivät huomattavasti suurilla mAs-arvoilla molemmilla tekniikoilla, jolloin S- ja L-arvot eivät enää pysyneet viitearvojen sisäpuolella. Tämä ei kuitenkaan ole niin haitallista ilmahilatekniikalle jossa ensisijaisesti kuvataan pienemmillä mAs-arvoilla, ellei kyseessä ole ylipainoinen potilas. Neitzel toteaa tutkimuksessaan, että hila on 20 cm ilmahilaan verrattuna parempi kohteissa, joissa syntyy paljon sirontaa kun otetaan huomioon kontrastissa tapahtuvat

muutokset (Neitzel 1992). Siispä paksut kuvauskohteet voivat olla ilmahilatekniikalla haasteellisia kun kuvaan halutaan riittävästi kontrastia. Ylipainoisten potilaiden kohdalla hyvän kuvanlaadun saavuttaminen voi olla mahdotonta ja siirryttäessä ilmahilaan kontrasti voi kärsiä entisestään. Tällöin ilmapälin kasvattaminen ja FSD:n lisääminen voivat kuitenkin auttaa. FFD:n nostaminen ei kuitenkaan aina ole käytännössä mahdollista rajallisten tilojen ja röntgenputken tehon takia. Ilmahilaa tulisikin käyttää harkiten nimenomaan ylipainoisten potilaiden kohdalla.

## 8.1 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Kvasikokeelliselle tutkimukselle on tunnusomaista ettei kaikkia muuttujia voida kontrolloida kuten kokeellisessa tutkimuksessa. Tällöin luotettavuuden arviointi korostuu sisäisessä ja ulkoisessa validiteetissa, eli kuinka huolellisesti tutkimus on suoritettu olosuhteisiin nähden. Tärkeää on tunnistaa ja kuvailla tutkimusraportissa kaikki ne seikat jotka voivat vaikuttaa sisäiseen ja ulkoiseen validiteettiin. (Kvasikokeellinen tutkimus 2006)

Sisäinen validiteetti tarkoittaa tapaa jolla tutkimus on suoritettu, eli aiheutuuko koetilanteesta saadut tulokset ja erot siitä mistä niiden oletetaan aiheutuvan. (Tutkimuksen validiteetti 2006) Tutkimuksemme tarkoituksena oli selvittää voiko hilan korvata ilmahilatekniikalla kuvanlaadun huonontumatta. ImageJ-ohjelman avulla määrittelimme analysointia varten kuvista järkevimät ROI-alueet ja varmistimme menetelmän luotettavuuden alan asiantuntijoilta. Tämän lisäksi analysoimme kuvista S- ja L-arvot joita suositellaan käytettäväksi kuvanlaadun analysointiin. Luotettavuutta heikentäviä seikkoja on ESD- ja DAP-mittarien kalibrointi useita kuukausia ennen tutkimusta, joten niiden luotettavuus ei ole 100 %. ROI-alueita ei pystytty automatisoimaan ilmahilan ja hilan välillä, joten ne jouduimme manuaalisesti määrittämään, joka näin ollen heikentää tuloksen tarkkuutta. Signaali-kohinasuhteen lisäksi tarvitaan myös muita kuvanlaadullisia parametreja kuvanlaadun arviointiin.

Ennen varsinaista tutkimusta suoritimme esitestauksen, jonka avulla saimme samansuuntaisia tuloksia kuin varsinaisessa tutkimuksessa. Järjestimme varsinaisen koetilanteen niin, että siirryttäessä hilasta ilmahilaan, mikään muu ei muuttunut kuin irtohilan poistaminen sekä etäisyyden lisääminen fantomin ja kuvalevyn välillä. Näin pyrimme minimoimaan muuttujien määrää.

Ulkoinen validiteetti kartoittaa millaiseen joukkoon tutkimuksen tulokset voi yleistää. (Tutkimuksen validiteetti 2006) Koska kyseessä on fantom-tutkimus, on aina kyseenalaista voiko tuloksia yleistää koskemaan oikeita ihmisiä jotka ovat eri-ikäisiä ja erikokoisia ja näin ollen poikkeavat anatomisilta ominaisuuksiltaan. Tutkimuksen perusjoukkona on siis näin ollen normaalikokoinen aikuinen. Eri röntgenputkien säteilytuotossa voi olla merkittäviäkin eroja joten se vaikuttaa heikentävästi tulosten yleistettävyyteen. Hennerin (2011) tutkimuksessa saatiin kuitenkin samansuuntaisia tuloksia tutkittaessa oikeilla ihmisillä.

Tutkimusta tehtäessä noudatimme äärimmäistä tarkkuutta sekä huolellisuutta parhaimman mahdollisen lopputuloksen saamiseksi. Olimme tehneet selkeän työnjaon ja suunnitelleet tutkimuksen edeltä käsin, joka helpotti asioiden toimivuutta. Raportoimme tutkimuksen kulun mahdollisimman perusteellisesti, puolueettomasti ja rehellisesti noudattaen hyvää tieteellistä käytäntöä. (Saaranen-Kauppinen - Puusniekka 2006.)

## 8.2 Oppimisprosessi

Opinnäytetyömme aiheen jäsentäminen alkoi syksyllä 2013. Olimme kuulleet ohimennen tunnilla puhuttavan ilmahila-tekniikasta ja kiinnostuimme aiheesta enemmän. Halusimme tietää, miksi hilaa ylipäätään tarvitaan jos on olemassa tekniikka, jolla on mahdollista tiputtaa potilasannosta kuvanlaadun huonontumatta. Kun lähdimme tutkimaan asiaa enemmän, selvisi että valtaosalle nuoremista röntgenhoitajista pääkaupunkiseudulla ilmahilan käsite oli tuntematon. Aiheemme sai myös kritiikkiä. Ilmahilan käyttöä syytettiin vanhanaikaiseksi ja alan ihmiset olivat epäileviä kannattaako tällaisesta aiheesta lähteä opinnäytetyötä tekemään.

Kaikesta huolimatta jatkoimme aiempien tutkimuksien etsimistä ja käännekohta parempaan tuli löydettyämme Hennerin (2011) tutkimuksen ilmahilan käytöstä lonkan aksiaali-projektiossa. Otimme yhteyttä Ouluun ja saimme rohkaisun, jota tarvitsimme. Päätimme tehdä opinnäytetyön ilmahilan käytöstä lonkan aksiaalinen kuvauksessa ja näin lisätä tietoisuutta pääkaupunkiseudulla ilmahila-tekniikasta ylipäätään.

Tämän jälkeen työ eteni ongelmitta. Kirjoitimme vankan teoriapohjan ja suoritimme varsinaisen tutkimuksen niin huolellisesti kuin mahdollista. Molempien osapuolten erilaiset panokset, toisen fysikaalinen osaaminen ja toisen organisointitaidot sekä aiempi koke-

mus tutkimusmaailmasta olivat vahvuuksiamme. Haasteena oli pääasiassa kokemattomuus kuvanlaadun analysoinnista käytännössä. Työnteko sujui yhteistyössä ja mitä enemmän saimme aikaan, sitä innostuneempia aihetta kohtaan meistä tuli. Edes toisen osapuolen ulkomaanvaihto ei ollut esteenä ja työ saatiin ajallaan valmiiksi.

Opinnäytetyön tekeminen harjaannutti tiedonhaku-, yhteistyö- ja projektityöntekotaitojamme. Opimme kuinka soveltaa ilmahilatekniikkaa käytännössä ja syvensimme osaamistamme kuvanlaadun ja optimoinnin suhteen. Opimme käyttämään uusia ohjelmia kuvanlaadun analysoinnissa ja pohtimaan kriittisesti omaa työskentelyämme ja tutkimuksen tekemistä.

## 9 Johtopäätökset ja jatkotutkimukset

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää kuinka lonkan aksiaali –projektio saadaan parhaiten kuvattua kuvanlaadun ja sädeannoksen kannalta. Koska ilmahilaa käytettäessä voidaan kuvata pienemmillä mAs-arvoilla, vähenee potilaallekin annettava sädeannos. (Fauber 2013: 138). Saamamme tulosten perusteella kuvanlaatu ei huonontunut merkittävästi joten ilmahilatekniikka on potentiaalinen vaihtoehto hilalle. Ilmahilaa käytettäessä on hyvä nostaa FSD-etäisyyttä tai vaihtoehtoisesti kuvata pienellä fokuksella kuvan terävyysongelmien välttämiseksi. Röntgenputkien, detektoreiden ja ohjelmistojen eroista johtuen ilmahilatekniikkaa olisi hyvä testata kullakin laitteistolla erikseen ennen varsinaista käyttöönottoa. Ylipainoisten potilaiden kohdalla on noudatettava harkintaa ilmahilatekniikan käytössä.

Tutkimuksessamme muuttujana oli mAs-arvo, jonka perusteella data tulkittiin. Tämän lisäksi ilmahilan ja hilan välisiä eroja voitaisiin tutkia eri hilasuhteilla, lamellisuhteilla, etäisyyksillä, erityyppisillä potilailla ja fokusta muuttamalla. Jatkotutkimusta olisi hyödyllistä tehdä kokeilemalla ilmahilaa myös muissa projektioissa ja modaliteeteissa. Etenkin lasten tutkimuksissa olisi ensisijaista päästä hilan käytöstä kokonaan.

## Lähteet

Arviomuistio säteilylainsäädännön uudistamistarpeista. 2014. Sosiaali ja terveysministeriö. Verkkodokumentti. <[http://www.stm.fi/c/document\\_library/get\\_file?folderId=9763020&name=DLFE-30847.pdf](http://www.stm.fi/c/document_library/get_file?folderId=9763020&name=DLFE-30847.pdf)> Luettu 21.11.2014.

Baker, Martin. 2012. Investigation into factors influencing Fuji S-value using an extremity phantom. Journal of medical imaging and radiation sciences. Elsevier. Verkkodokumentti. <<http://www.jmirs.org/article/S1939-8654%2811%2900096-8/pdf>>. Luettu 26.10.2014.

Bernhardt, TM – Rapp-Bernhardt U. – Hausmann, T – Reichel, G. – Krause, UW – Doehring, W. 2000. The British Journal of Radiology. The British Institute of Radiology. Saksa.

Bushberg, Jerrold T. – Seibert, Anthony J. – Leidholdt, Edwin M. Jr. – Boone, John M. 2002. The Essential Physics of Medical Imaging. 2. painos. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia.

Bushberg, Jerrold T. – Seibert, Anthony J. – Leidholdt, Edwin M. Jr. – Boone, John M. 2011. The Essential Physics of Medical Imaging. 3. painos. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia.

Bushong, Stewart C. 1997. Radiologic science for technologists: Physics, biology and protection. 6. painos. USA: Mosby.

Carroll, Quinn B. 2011. Radiography in digital age: Physics, exposure, radiation biology. 1. painos. Springfield: Charles C Thomas.

CR Users Guide. 2004. Fujifilm Medical Systems. USA. Verkkodokumentti. <<http://som.missouri.edu/radiology/midasupport/midas2009/mod/cr/pdf/cr-users-guide.pdf>>. Luettu 27.10.2014.

Eurosafe imaging – Medrapet. European society of radiology. Verkkodokumentti. <[www.eurosafeimaging.org/medrapet/](http://www.eurosafeimaging.org/medrapet/)> Luettu 21.11.2014.



Fauber, Terri L. Radiographic Imaging & Exposure. 2013. 4. painos. Elsevier.

Henner, Anja. 2011. Radiation dose optimisation and the radiographer's role. Verkkojulkaisu. Luettavissa sähköisesti osoitteessa < <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs13244-011-0078-3>>.

Järvinen, Hannu (toim.) 2007. Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa. <<http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-c/stuk-c6.pdf>>. Luettu 2.3.2014.

Kivistö, Susanne – Henner, Anja – Mattila, Seija. 2014. Dose optimization in hip joint axio-lateral projection with air gap. ISRRT Book Of Abstracts. Verkkojulkaisu. Luettavissa sähköisesti osoitteessa <[http://portfolio-web.ess.fi/www/SuomenRontgenhoitajat/2014\\_ISRRT/index.html#/22/](http://portfolio-web.ess.fi/www/SuomenRontgenhoitajat/2014_ISRRT/index.html#/22/)>.

Kvasikokeellinen tutkimus. 2006. Ylemmän AMK-tutkinnon metodifoorumi. Virtuaali ammattikorkeakoulu. Verkkodokumentti. <<http://www2.amk.fi/digma.fi/www.amk.fi/opintojak-sot/0709019/1193463890749/1193464131489/1194289356644/1194290133753.html>>. Luettu 10.5.2014.

Lonkka – hyvän kuvan kriteerit. 2013. HUS Kuvantaminen. Verkkodokumentti. <<http://www.hus.fi/ammattilaiselle/hus-kuvantaminen/Natiivi%20%20alaraajojen%20oppaat/Lonkka%20-%20hyv%C3%A4n%20kuvan%20kriteerit.pdf>>. Luettu 11.3.2014.

Lonkka – röntgenanatomia. 2013. HUS Kuvantaminen. Verkkodokumentti. <<http://www.hus.fi/ammattilaiselle/hus-kuvantaminen/Natiivi%20%20alaraajojen%20oppaat/Lonkka%20-%20r%C3%B6ntgenanatomia.pdf>>. Luettu 11.3.2014.

Mazzetta, J. – Caudle, Dennis – Wageneck, Bob. 2005. Digital Camera Imaging Evaluation. Electro Optical Industries. Verkkodokumentti. <<http://www.electro-optical.com/pdf/EOI%20OSG%202005%20Paper%20final.pdf>>. Luettu 28.10.2014.

Moeller, Torsten B. – Reif, Emil. 2009. Pocket Atlas of Radiographic Positioning. 2. painos. Stuttgart / New York: Thieme.

Natiivitutkimusten menettelyohjeet – lonkka. 2013. HUS Kuvantaminen. Verkkodokumentti. <<http://www.hus.fi/ammattilaiselle/hus-kuvantaminen/Natiivitutkimus%20%20menettelyohjeet/Lonkka.pdf>>. Luettu 11.3.2014.

Natiiviröntgentutkimusten yleisohje. 2013. HUS Kuvantaminen. Verkkodokumentti. <<http://www.hus.fi/ammattilaiselle/hus-kuvantaminen/Natiivi%20%20MO%20%20yleinen/Natiivir%C3%B6ntgentutkimusten%20yleisohje.pdf>>. Luettu 2.2.2014.

Neitzel, Ulrich. 1992. Grids or air gaps for scatter reduction in digital radiography: A model calculation. Saksa. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <[http://www.researchgate.net/publication/21571879\\_Grids\\_or\\_air\\_gaps\\_for\\_scatter\\_reduction\\_in\\_digital\\_radiography\\_a\\_model\\_calculation](http://www.researchgate.net/publication/21571879_Grids_or_air_gaps_for_scatter_reduction_in_digital_radiography_a_model_calculation)>.

Nummenmaa, Lauri. 2009. Käyttötieteiden tilastolliset menetelmät. 1. painos. Keuruu: Tammi.

Partridge, J – McGahan, G – Causton, S – Bowers, M – Mason, M – Dalby, M – Mitchell, A. 2006. Radiation dose reduction without compromise of image quality in cardiac angiography and intervention with the use of a flat panel detector without an antiscatter grid. Interventional cardiology and surgery. Englanti. Verkkodokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1860862/pdf/507.pdf>> Luettu 21.11.2014

Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot aikuisten tavanomaisissa röntgentutkimuksissa. 2011. Päätös. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti. <[http://www.stuk.fi/julkaisut\\_maaraykset/viranomaisohjeet/fi\\_FI/stohjeet/\\_files/86590633225486368/default/Paatos-Vertailutasot-rontgentutkimuksissa-11-3020-2011.pdf](http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/viranomaisohjeet/fi_FI/stohjeet/_files/86590633225486368/default/Paatos-Vertailutasot-rontgentutkimuksissa-11-3020-2011.pdf)>. Luettu 10.5.2014.

Pukkila, Olavi (toim.) 2004. Säteily- ja ydinturvallisuus 3. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Saaranen-Kauppinen, Anita – Puusniekka, Anna. 2006. KvaliMOTV - Menetelmäopetuksen tietovaranto. Tampere: Yhteiskuntatieteellinen tietoarkisto. Verkkodokumentti. <<http://www.fsd.uta.fi/menetelmaopetus/>>. Luettu 20.10.2014.

Sappney-Marinier D. – Briguet A. 2014. Medical Imaging Based of Magnetic Fields and Ultrasounds. Editointi: Hervé, Fanet. Lontoo: Wiley-ISTE.

Soimakallio, Seppo – Kivisaari, Leena – Manninen, Hannu – Svedström, Erkki - Tervonen, Osmo (toim.) 2005. Radiologia. 1. painos. Helsinki: WSOY.

Radiation protection 109. 1999. Guidance on diagnostic reference levels for medical exposures. European commission. Verkkodokumentti. <[http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation\\_protection/doc/publication/109\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/109_en.pdf)> Luettu 21.11.2014.

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004. STUK tiedottaa. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti. <<http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgensateily.pdf>>. Luettu 16.4.2014.

ST 3.3. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa. Annettu 20.3.2006. STUKLEX.

Tenkanen-Rautakoski, Petra (toim.) 2010. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2008. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti. <[http://www.stuk.fi/stuk/tiedotteet/2010/fi\\_FI/news\\_598/\\_files/83759228498675316/default/stuk-b121.pdf](http://www.stuk.fi/stuk/tiedotteet/2010/fi_FI/news_598/_files/83759228498675316/default/stuk-b121.pdf)>. Luettu 2.2.2014.

Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. 2008. STUK tiedottaa. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti. <[http://www.stuk.fi/julkaisut\\_maaraykset/fi\\_FI/stuk\\_tiedottaa/\\_files/12222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf](http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/_files/12222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf)>. Luettu 21.11.2014.

Toivonen, Matti – Miettinen, Asko – Servomaa, Antti. Potilasannoksen määrittäminen: annoksen ja pinta-alan mittaaminen ja pinta-annoksen laskenta. Säteilyturvakeskus. Verkkodokumentti. <[http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-a/a174\\_6.pdf](http://www.stuk.fi/julkaisut/stuk-a/a174_6.pdf)>. Luettu 14.4.2014.

Tutkimuksen validiteetti. 2006. Ylemmän AMK-tutkinnon metodifoorumi. Virtuaali ammattikorkeakoulu. Verkkodokumentti. <<http://www2.amk.fi/digma.fi/www.amk.fi/opintojak-sot/0709019/1193463890749/1193464185783/1194413809750/1194415367669.html>>. Luettu 20.10.2014.

Uppot, Raul N – Sahani, Dushyant V – Hahn, Peter F – Gervais, Debra – Mueller, Peter R. 2006. Impact of obesity on medical imaging and image-guided intervention. American journal of roentgenology. Verkkodokumentti. <<http://www.ajronline.org/doi/pdf/10.2214/AJR.06.0409>>. Luettu 1.5.2014.

Wikipedia, vapaa tietosanakirja: Makro. 2013. Verkkodokumentti. <<http://fi.wikipedia.org/wiki/Makro>>. Luettu 28.10.2014.

## Tutkimusasetelma



Kuvio 15. Ilmahilan asettelu suhteessa fantomiin.



Kuvio 16. Kuvan rajausta irtotilalla.

## ImageJ-makrokoodit

### Esimerkki 1. Hilapakan makro:

```
inputId = getImageID(); // gets active image  
inputTitle = getTitle();
```

```
Stack.getDimensions(width, height, channels, slices, frames);
```

```
for (i=1; i<frames+1; i++)
```

```
{
```

```
    Stack.setFrame(i);
```

```
    for (j=1; j<slices+1; j++)
```

```
    {
```

```
        Stack.setSlice(j);
```

```
        //setTool("brush");
```

```
        // Reisi
```

```
        makeOval(800, 818, 30, 30); //ilmahilalla sama koko, mutta eri koordinaa-  
        tein
```

```
        getStatistics(area, mean, min, max, std, histogram);
```

```
        row = nResults;
```

```
        setResult("Std ", row, std);
```

```
        setResult("Mean ", row, mean);
```

```
        setResult("Min ", row, min);
```

```
        setResult("Max ", row, max);
```

```
        // Lonkka
```

```
        makeOval(1762, 752, 30, 30); //ilmahilalla sama koko, mutta eri koordinaa-  
        tein
```

```
        getStatistics(area, mean, min, max, std, histogram);
```

```
        row = nResults;
```

```
        setResult("Std ", row, std);
```

```
        setResult("Mean ", row, mean);
        setResult("Min ", row, min);
        setResult("Max ", row, max);

        // Lantio
        makeOval(2126, 838, 30, 30); //ilmahilalla sama koko, mutta eri koordinaa-
        tein

        getStatistics(area, mean, min, max, std, histogram);
        row = nResults;
        setResult("Std ", row, std);
        setResult("Mean ", row, mean);
        setResult("Min ", row, min);
        setResult("Max ", row, max);

    }
}

saveAs("Results", "K:\\Personal\\School\\METROPOLIA - Radiografia ja säde-
hoito\\Opinnäytetyö\\Mittaukset\\Kuvat\\Results.xls");
// tallennus haluttuun kansioon-excel muodossa
```

### **Esimerkki 2. Pakkojen käsittely Crop-toiminnolla hyödyntäen Batch-ominaisuutta:**

```
// HILA
run("Rotate 90 Degrees Right");
run("Rotate 90 Degrees Right");

makeRectangle(2, 2, 2652, 1530)
run("Crop");

run("Rotate 90 Degrees Right");
run("Rotate 90 Degrees Right");
```

### **Esimerkki 3. Ainoastaan ROI-alueiden valinta demonstraatiota varten**

```
// HILA
```

```
//setTool("brush");
```

```
makeOval(800, 818, 30, 30);
```

```
setKeyDown("shift");
```

```
makeOval(1762, 752, 30, 30);
```

```
setKeyDown("shift");
```

```
makeOval(2126, 838, 30, 30);
```